UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
Faculté de génie
Département de génie mécanique

CONCEPTION ET VALIDATION D'UN ERGOMÈTRE, INCLUANT UN FAUTEUIL CONFIGURABLE, POUR LA SIMULATION ET L'ÉVALUATION DES PERFORMANCES DE LA COURSE EN FAUTEUIL ROULANT

Mémoire de maîtrise
Spécialité : génie biomécanique

Jean-Luc LESSARD

Jury : Félix BERRIGAN
Jean-Sébastien PLANTE
Denis RANCOURT (co-directeur)
Cécile SMEESTERS (directrice)

Sherbrooke (Québec) Canada Juin 2013

Library and Archives Canada

Published Heritage Branch

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque et Archives Canada

Direction du Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence
ISBN: 978-0-494-96272-5

Our file Notre référence
ISBN: 978-0-494-96272-5

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distrbute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protege cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

Canada

À mes enfants, ma femme et ma famille, support indéfectible et source d'inspiration.

RÉSUMÉ

Ce projet de recherche de maîtrise fait partie d'un programme de recherche et de développement appelé « Sur la piste de la performance ». Ce programme vise à améliorer les performances des athlètes en fauteuil roulant de course de l'équipe paralympique canadienne. Les chercheurs du groupe PERSEUS estiment qu'il existe une combinaison optimale des paramètres de configuration selon l'athlète et la discipline.

Pour arriver à une telle optimisation de la configuration de l'équipement, le groupe PERSEUS a élaboré une démarche de maximisation du transfert de puissance. Ce projet de maîtrise visait plus particulièrement à contribuer au volet d'optimisation du transfert de puissance par expérimentation via la conception d'un ergomètre qui simulerait les conditions de course auxquelles les athlètes sont soumis sur le terrain. De plus, il devait inclure la conception d'un fauteuil configurable qui permettrait d'évaluer l'effet sur la performance des changements des différents paramètres de positionnement d'un fauteuil roulant de course.

À la lumière de l'état de l'art, des essais préliminaires et d'un modèle théorique de simulation de puissance qui détermine les paramètres importants de la course en fauteuil roulant, un concept d'ergomètre à rouleaux d'inertie couplés à un servomoteur a été développé. Cet ergomètre peut recevoir à la fois le fauteuil de l'athlète ou un fauteuil configurable.

En dernière étape, une validation expérimentale de l'ergomètre et du fauteuil configurable a été faite avec un athlète de la relève pour des épreuves de 100m et 400m. Cette validation en deux temps confirme que les performances obtenues en laboratoire sur l'ergomètre sont représentatives de celles obtenues sur la piste. Elle confirme aussi que les performances obtenues sur l'ergomètre avec le fauteuil configurable sont représentatives de celles obtenues sur l'ergomètre avec le fauteuil roulant de course de l'athlète.

Mots clés : fauteuil roulant, paralympique, ergomètre, simulation, optimisation, fauteuil configurable.

REMERCIEMENTS

Ce mémoire a été rendu possible grâce à la collaboration de partenaires au projet. Je tiens donc à remercier Athlétisme Canada, l'Institut national du sport (INS) du Québec et le programme « À nous le podium » pour leur support financier.

Au-delà de l'aspect financier, les membres d'Athlétisme Canada ont contribué grandement à ce travail par leur merveilleuse collaboration. Je souhaite donc souligner l'apport particulier de l'entraineur, M. Jean Laroche, et des athlètes, dont Jean-Paul Campaoré, Jean-Philippe Maranda, Colin Mathieson et Diane Roy.

Merci également aux professeurs et collègues du groupe PERSEUS, Pr Félix Berrigan, Pr Eve Langelier, Pr Denis Rancourt, Pr Cécile Smeesters, François Marcou, Geneviève Masson et Jean-Philippe Pelland-Leblanc pour avoir rendu l'expérience agréable et enrichissante.

TABLE DES MATIÈRES

CHAPITRE 1 INTRODUCTION 1
1.1 Mise en contexte et problématique 1
1.1.1 Le programme de recherche « Sur la piste de la performance » 1
1.1.2 Approche PERSEUS 3
1.2 Définition du projet de recherche 4
1.3 Objectifs du projet de recherche 5
1.4 Contributions originales 7
CHAPITRE 2 ÉTAT DE L'ART 9
2.1 Spécificités de la course en fauteuil roulant 9
2.2 Groupe de sujets 11
2.3 Ergométrie en fauteuil roulant 12
2.3.1 Variables typiquement mesurées expérimentalement 12
2.3.2 Équipements utilisés pour simuler l'impédance mécanique en laboratoire 16
2.4 Protocoles d'essais de référence 21
2.5 Influence du positionnement sur la propulsion en fauteuil roulant de course 22
2.6 Résumé de la revue de littérature 23
CHAPITRE 3 ÉTUDES PRÉLIMINAIRES 27
3.1 Mesures anthropométriques 27
3.1.1 Objectif 27
3.1.2 Participants 27
3.1.3 Méthodologie 28
3.1.4 Résultats et discussion 29
3.2 Mesure des profils de vitesse sur piste 31
3.2.1 Objectif 31
3.2.2 Participants 31
3.2.3 Méthodologie 31
3.2.4 Résultats et discussion 32
3.3 Mesures des forces efficaces de déplacement 34
3.3.1 Test de force maximale statique 35
3.3.2 Test d'accélération au départ 36
3.4 Modèle de production de puissance 37
3.4.1 Objectif 37
3.4.2 Composantes du modèle 38
3.4.3 Variables d'entrées et de sorties 41
3.4.4 Résultats et discussions 43

CHAPITRE 4 ANALYSE DES BESOINS, ANALYSE FONCTIONNELLE ET CAHIER DES CHARGES FONCTIONNEL 47
4.1 Analyse des besoins 47
4.2 Analyse fonctionnelle 49
4.3 Cahier des charges fonctionnel 51
CHAPITRE 5 CONCEPTION 53
5.1 Montage général 53
5.2 Système à rouleaux asservis de l'ergomètre : F38 - Simuler l'impédance mécanique dans différentes conditions d'utilisation 58
5.2.1 F6 - Reproduire l'inertie du système athlète-fauteuil 61
5.2.2 F9 - Reproduire les forces aérodynamiques 61
5.2.3 F10 - Reproduire la résistance au roulement sur piste 62
5.2.4 F41 - Compenser le frottement interne du système 63
5.2.5 F40 - Résister ou aider le mouvement 66
5.2.6 F7 - Commander le moteur fluidement 66
5.2.7 F8 - Permettre l'effet « wheely » 67
5.3 Système d'acquisition de l'ergomètre : F2 - Mesurer la puissance de poussée 67
5.3.1 Mesure de position 68
5.3.2 Mesure de vitesse 70
5.3.3 Mesure d'accélération 72
5.4 Structure de l'ergomètre : F39 - Supporter l'athlète dans son fauteuil 73
5.5 Structure du fauteuil configurable : F42 - Supporter l'athlète dans un fauteuil configurable 74
5.6 Interface usager de l'ergomètre : F13 - Interagir avec les utilisateurs et les systèmes externes 77
5.6.1 Calibration 78
5.6.2 Simulation de piste 78
5.6.3 Entrainement libre 79
5.6.4 Paramètres système 80
CHAPITRE 6 VALIDATION 81
6.1 Objectifs 81
6.2 Participant 81
6.3 Méthodologie 81
6.3.1 Épreuves 81
6.3.2 Variables mesurées 82
6.3.3 Séquences 83
6.3.4 Instruments de mesure 86
6.3.5 Analyse des données 86
6.4 Résultats et discussion 87

6.4.1 Comparaison des performances obtenues sur la piste versus sur l'ergomètre avec le fauteuil de l'athlète 87
6.4.2 Comparaison des performances obtenues sur l'ergomètre avec le fauteuil de l'athlète versus le fauteuil configurable 90
6.5 Conclusion 92
CHAPITRE 7 CONCLUSION 95
7.1 Étendue des travaux de recherche 95
7.2 Résultats et contribution originale 96
7.3 Impact anticipé du projet et recommandations 97
LISTE DES RÉFÉRENCES 99
ANNEXE A MESURES ANTRHOPOMÉTRIQUES 103
ANNEXE B CAHIER DES CHARGES FONCTIONNEL ET NOTES À LA CONCEPTION 109
ANNEXE C PLANS MÉCANIQUES ET ÉLECTRIQUES 117
ANNEXE D SCHÉMA DU CODE LABVIEW 175
ANNEXE E FORMULAIRE DE CONSENTEMENT 179

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Illustration d'un coureur de piste en fauteuil roulant. 2
Figure 2.1 : Configuration du fauteuil roulant de course dans le temps. 10
Figure 2.2 : Définition du cycle de poussée. 11
Figure 2.3 : Mesure de la cinématique des membres supérieurs en fauteuil roulant. 13
Figure 2.4 : Définition des forces. 15
Figure 2.5 : Montage sur tapis roulant. 17
Figure 2.6 : Les trois phases de propulsion lors de la poussée (P) et de la récupération (R). 17
Figure 2.7 : Ergomètre à rouleaux. 18
Figure 2.8 : Couple en fonction de l'angle des roues. 19
Figure 2.9 : Ergomètre avec rouleaux inclinables et frein électromagnétique. 19
Figure 2.10 : Simulateur de fauteuil présenté par Niesing et al. [22]. 20
Figure 2.11 : Relation tridimensionnelle de la force, longueur et vitesse d'un muscle. 23
Figure 3.1 : Mesures Optotrak, position assise dans le fauteuil [PAF]. 29
Figure 3.2 : Données GPS d'une épreuve de 200m pour l'athlète 2. 32
Figure 3.3 : Profil de vitesse et d'accélération en fonction de la distance parcourue d'une épreuve de 200m pour l'athlète 2. 33
Figure 3.4 : Montage pour évaluer la force statique maximale. 35
Figure 3.5 : Image de l'athlète 2 prise par une caméra haute vitesse lors du test d'accélération de départ. 36
Figure 3.6 : Diagramme des corps libres des phases de poussée (haut) et de recouvrement (bas). 38
Figure 3.7 : Courbe de la force de propulsion (F_{pv}) en fonction de la vitesse de déplacement. 39
Figure 3.8 : Positions d'application de la force, (1) point de contact au début de la poussée, (2) force maximale, (3) désengagement à la fin de la poussée. 40
Figure 3.9 : Pourcentage de la force maximale en fonction de la position. 40
Figure 3.10 : Profils de vitesse obtenus par modélisation et par mesure expérimentale (GPS) pour une course de 200m. 43
Figure 3.11 : Force instantanée qu'aura à produire l'unité de puissance en fonction du temps pour simuler réalistement les conditions de course d'un 200m. 44

Figure 3.12 : Puissance nette développée par l'unité de puissance en fonction du temps obtenu par modélisation d'une épreuve de 200m. 44
Figure 4.1 : Arbre fonctionnel pour la conception d'un ergomètre et d'un fauteuil configurable pour l'évaluation des performances en fauteuil roulant de course. 50
Figure 5.1 : Schéma général de l'ergomètre et de ses sous-systèmes. 56
Figure 5.2 : Ergomètre et fauteuil configurable, montage actuel. 57
Figure 5.3 : Concept du système à rouleaux asservis de l'ergomètre 58
Figure 5.4 : Schéma d'interaction des composantes du système à rouleaux asservis de l'ergomètre. 60
Figure 5.5 : Variation du coefficient de frottement en fonction de la vitesse 63
Figure 5.6 : Interface pour la séquence de calibration. 64
Figure 5.7 : Démonstration des plateaux de vitesse entre les poussées. 66
Figure 5.8 : Interface de transfert de fichier du logiciel « Measurement and automation explorer » de National Instruments 68
Figure 5.9 : Calcul d'un prédicteur pour l'estimation de l'erreur de position. 69
Figure 5.10 : Estimation de l'erreur de position par un prédicteur de position à vitesse constante. 70
Figure 5.11 : Vélocimètre laser de la compagnie BETA LaserMike. 71
Figure 5.12 : Graphique de la vitesse (km/h) en fonction du temps (ms) à vitesse quasi constante. 72
Figure 5.13 : Oscillation de l'accélération pour une accélération constante égale à 0, vitesse approximative de 25km/h. 72
Figure 5.14 : Support pour le fauteuil de l'athlète. 74
Figure 5.15 : Exemples d'assises personnalisées. 75
Figure 5.16 : Fauteuil configurable, vue frontale. 76
Figure 5.17 : Fauteuil configurable, vue latérale. 77
Figure 5.18 : Interface utilisateur pour la simulation de piste. 78
Figure 5.19 : Interface utilisateur pour l'entrainement libre. 80
Figure 6.1 : Graphique de la vitesse en fonction de la distance parcourue pour l'essai 1 du 100m sur l'ergomètre. 83
Figure 6.2 : Essais de validation sur piste versus sur ergomètre avec le fauteuil de l'athlète. 84

Figure 6.3 : Essais de validation sur l'ergomètre avec le fauteuil de l'athlète versus le fauteuil configurable. 85
Figure 6.4 : Graphique de la vitesse en fonction de la distance parcourue pour les essais de 100m sur la piste et sur l'ergomètre avec le fauteuil de l'athlète. 87
Figure 6.5 : Graphique de la vitesse en fonction de la distance parcourue pour les essais de 400m sur la piste et sur l'ergomètre avec le fauteuil de l'athlète. 88
Figure 6.6 : Graphique de la vitesse en fonction de la distance parcourue pour les essais de 100m sur ergomètre avec le fauteuil de l'athlète versus le fauteuil configurable. 90
Figure 6.7 : Graphique de la vitesse en fonction de la distance parcourue pour les essais de 400m sur ergomètre avec le fauteuil de l'athlète versus le fauteuil configurable. 91

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 : Estimation du gain de performance par athlète. 3
Tableau 3.1 : Athlètes participants aux mesures. 28
Tableau 3.2 : Dimensionnement du fauteuil des athlètes (mm). 30
Tableau 3.3 : Positionnement des athlètes dans leur fauteuil (mm). 30
Tableau 3.4 : Résumé des mesures GPS. Vitesse en km/h. 33
Tableau 3.5 : Mesures de force maximale en statique 36
Tableau 3.6 : Tableau de vitesse et accélération maximales sur la première poussée pour l'athlète 2 37
Tableau 3.7 : Description et valeurs utilisées dans le modèle pour l'athlète le plus puissant... 42
Tableau 3.8 : Spécifications minimales pour la sélection de l'unité de puissance. 45
Tableau 4.1 : Listes des besoins par affinité 48
Tableau 5.1 : Trois façons typiques utilisées en laboratoire pour évaluer la performance des athlètes. 54
Tableau 5.2 : Évaluation de la capacité à répondre aux fonctions de 2^{e} ordre de l'arbre fonctionnel pour les montages répertoriés dans la littérature. 55
Tableau 6.1 : Séquence aléatoire des essais sur ergomètre. 85
Tableau 6.2 : Résumé des essais sur piste versus ergomètre : 100m 89
Tableau 6.3 : Résumé des essais sur piste versus ergomètre : 400m 89
Tableau 6.4 : Résumé des essais avec le fauteuil de l'athlète versus configurable : 100m 92
Tableau 6.5 : Résumé des essais avec le fauteuil de l'athlète versus configurable : 400m 92

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

1.1 Mise en contexte et problématique

Le projet de recherche de maîtrise ici présenté faisait partie d'un programme de recherche et de développement appelé « Sur la piste de la performance ». Il importe d'abord de présenter ce programme afin de bien comprendre le contexte de ce projet de maîtrise.

1.1.1 Le programme de recherche « Sur la piste de la performance »

Athlétisme Canada, via le *Centre d'Entraînement de Haute Performance (CEHP) de Sherbrooke* et le groupe de recherche *PERSEUS (PERformance et SÉcurité humaine de l'Université de Sherbrooke)* ont uni leurs efforts pour la mise sur pied d'un programme de recherche et de développement de fauteuils roulants de piste. Ce programme visait à optimiser les performances sportives des athlètes reconnus par le CEHP, en préparation pour les Jeux paralympiques d'été de Londres (Angleterre) en 2012. Pour le groupe PERSEUS, ce programme s'inscrit dans la continuité des travaux de recherche et développement exécutés pour les jeux d'hiver de 2010 avec les équipes de ski alpin et de ski nordique du Canada.

À la suite de quelques rencontres entre le CEHP et PERSEUS, il avait été clairement et rapidement établi qu'il y avait un potentiel important d'amélioration des connaissances scientifiques et techniques qui pourrait être bénéfique aux deux parties. Le fauteuil roulant de course avait été particulièrement ciblé en raison de son potentiel d'amélioration et du bassin important d'athlètes qu'il touche. À titre de référence, la Figure 1.1 illustre un coureur de piste en fauteuil roulant.

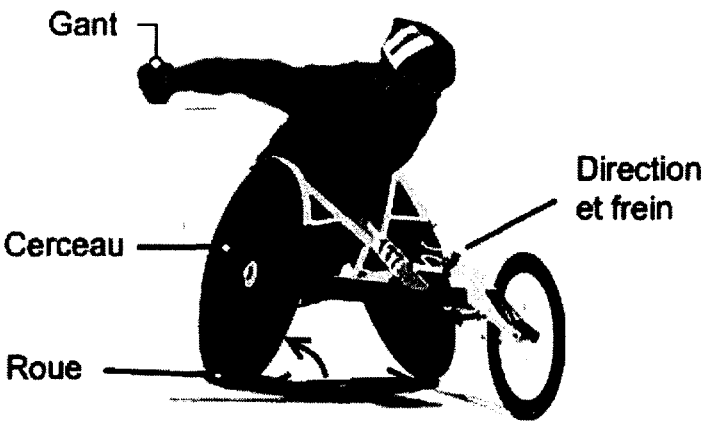


Figure 1.1 : Illustration d'un coureur de piste en fauteuil roulant.

Le personnel du CEHP avait entre autres besoin de support technique pour déterminer la meilleure configuration des fauteuils en fonction des athlètes et des disciplines, i.e., les meilleures positions relatives des diverses composantes des fauteuils les unes par rapport aux autres et surtout par rapport aux positions relatives des athlètes. Ceci dans le but d'obtenir un gain de performance et d'améliorer les chances de podium.

Avec l'aide de M. Jean Laroche, l'entraineur du CEHP, nous avons dressé un portrait au Tableau 1.1 des athlètes prioritaires et du gain en performance nécessaire à l'obtention d'une place sur le podium pour chacun aux Jeux paralympiques de 2012.

Tableau 1.1 : Estimation du gain de performance par athlète.

	2008	Prévu	Bonus	100 m	200 m	400 m	800 m	1500 m	5000 m	Marathon
Diane Roy	3	3	2			3e 0%	3e 0%	[a] 0%	2e 0%	[b] 0%
Temps requis pour podium						54.8	1:48	3:41	12:29	1h40
Notes	[a] Problème avec ses gants lui coûtant la victoire. [b] Accident lui coûtant la victoire.									
Colin Mathieson T-54	0	1	1	0.3s 2.1%	0.9s 3.5%	2.2s 4.5%				
Temps requis pour podium				14.2	25.0	46.7				
Notes	Amélioration des gants stabiliserait ses performances sous la pluie.									
Jean-Paul Compaoré T-54	0	1	1				3.4s 3.6%	3.8s 2.1 %	40s 6.2%	
Temps requis pour podium							1:32	2:59	10:10	
Notes	Potentiel majeur d'amélioration de la performance dans les virages sur piste.									
Éric Gauthier T-53	0	0	1		1.4s 5.1%	3.4s 6.6%	3.5s 3.5%			
Temps requis pour podium					26.1	48.0	1:37			
Michel Fliteau T-54	0	0	1							4min 4.7%
Temps requis pour podium										1h22

La colonne « Bonus » indiquait une projection de médailles supplémentaires que le projet dans son ensemble pourrait apporter. Le gain en performance nécessaire pour ce bonus de médailles était typiquement sous les 4% tel que pondéré selon le potentiel d'amélioration évalué par M. Laroche. Ce gain de 4% était donc la cible minimum à atteindre par le biais du programme de recherche « Sur la piste de la performance ».

1.1.2 Approche PERSEUS

Les chercheurs du groupe PERSEUS estimaient qu'une avenue d'amélioration potentielle résidait dans une combinaison optimale des paramètres de configuration de l'athlète et de son fauteuil selon la discipline. Ils estimaient de plus que ce positionnement optimal n'etait pas atteint par la plupart des athlètes canadiens.

Dans cette optimisation de la configuration de l'équipement, nous voyions deux approches permettant de maximiser les performances; (1) maximiser le transfert de puissance de l'athlète à l'équipement; (2) minimiser les pertes d'énergie. Puisque beaucoup de travail avait déjà été fait sur les pertes d'énergie du côté des fabricants (minimisation de l'inertie, qualité des

roulements, etc.), nous estimions que le principal gain de performance se ferait via la maximisation du transfert de puissance.

La démarche de maximisation du transfert de puissance comporte trois volets :

1. Optimisation du transfert de puissance par expérimentation.
2. Optimisation du transfert de puissance par modélisation.
3. Optimisation des périphériques (gants, stabilité, aérodynamisme, etc.).

D'une part, l'optimisation des périphériques est l'objet du projet de maîtrise de M. François Marcou. D'autre part, l'optimisation du transfert de puissance par expérimentation et par modélisation est l'objet du projet de doctorat de Mme Geneviève Masson. Pour nous aider avec les prises de mesures sur le terrain et en laboratoire, un ingénieur électrique, M. Jean-Philippe Pelland-Leblanc, fait également un projet de maîtrise sur l'acquisition de données en fauteuil roulant de course. Finalement, puisqu'il n'y avait aucun ergomètre commercial qui pouvait répondre adéquatement au volet d'optimisation du transfert de puissance par expérimentation, le groupe PERSEUS a donné naissance à ce projet de maîtrise « **Conception et validation d'un ergomètre, incluant un fauteuil configurable, pour la simulation et l'évaluation des performances de la course en fauteuil roulant** ».

Ce projet visait donc à contribuer au volet d'optimisation du transfert de puissance par expérimentation via la conception d'un ergomètre qui simulerait les conditions de course auxquelles les athlètes sont soumis sur le terrain. De plus, il devait inclure la conception d'un fauteuil configurable qui permettrait d'évaluer l'effet sur la performance des changements des différents paramètres de positionnement d'un fauteuil roulant de course.

1.2 Définition du projet de recherche

Le groupe *PERSEUS* s'était fixé les objectifs suivants à l'égard du programme de recherche et de développement « Sur la piste de la performance » dans son ensemble :

- Trouver une configuration optimale du fauteuil de course pour un athlète et une discipline donnée permettant un gain en performance de 4% ou plus.
- Fabriquer 3 fauteuils roulants de course pour les athlètes.
- Valider les performances sur la piste.

- Établir un protocole pour permettre aux autres athlètes canadiens de bénéficier des retombées du projet.

Les mesures sur le terrain sont problématiques à 2 niveaux. Le manque de contrôle sur les paramètres environnementaux (ex : vent, pluie, température, route...) rend leur répétitivité difficile. De plus, les mesures sur le terrain, soulève plusieurs défis techniques tels la précision plus faible des instruments de mesures qui peuvent être utilisés, le grand volume physique de mesure à couvrir puisque la position de l'athlète n'est pas fixe, la nécessité de mesures sans fil, etc... La réussite des objectifs globaux, et en particulier l'objectif de configuration optimale, passait donc nécessairement par des mesures en laboratoire, mais qui se devaient d'être représentatives des mesures sur le terrain de la course en fauteuil roulant.

La question de recherche de ce projet de maîtrise était donc :
Qu'elle est le cahier des charges fonctionnel et la conception associée pour un ergomètre, incluant un fauteuil configurable, permettant l'évaluation des paramètres de positionnement d'un fauteuil roulant de course?

1.3 Objectifs du projet de recherche

L'objectif principal était :

- ***Concevoir un ergomètre, incluant un fauteuil configurable, pour la simulation et l'évaluation des performances de la course en fauteuil roulant, le construire et valider ses performances.***

L'ergomètre et le fauteuil configurable sont à la base de la prise des mesures comparatives pour les différentes configurations de positionnement des fauteuils roulants de course. Alors que l'ergomètre simule les conditions de course sur la piste et mesure la performance de l'athlète, le fauteuil configurable permet d'ajuster les différentes configurations que l'on veut étudier pour leurs effets sur la performance de l'athlète. Une fois la conception et la fabrication faites, il est essentiel de procéder à la validation des performances de l'ergomètre et du fauteuil configurable obtenues en laboratoire, afin de confirmer qu'elles sont bien représentatives des performances obtenues sur piste avec un fauteuil roulant de course authentique.

Les objectifs secondaires étaient :

- ***Établir l'état de l'art sur la course en fauteuil roulant.***

La revue de littérature sur la course en fauteuil roulant est couverte dans le Chapitre 2. Elle couvrira entre autres les spécificités de la course en fauteuil roulant, le groupe de sujets, l'ergométrie en fauteuil roulant, les protocoles d'essais de référence, et l'influence du positionnement sur la propulsion en fauteuil roulant de course.

- ***Effectuer des mesures préliminaires permettant de déterminer l'anthropométrie des athlètes et des fauteuils roulants de course, les profils de vitesse sur piste, et les forces efficaces de déplacement.***

Les mesures préliminaires sont couvertes dans le Chapitre 3. Les mesures anthropométriques ont permis de déterminer les dimensions générales de l'ergomètre et du fauteuil configurable et de sélectionner les composantes ajustables du fauteuil configurable. Les profils de vitesse et les forces efficaces ont permis quant à eux de sélectionner les spécifications de l'ergomètre afin qu'il simule adéquatement les conditions de piste.

- ***Développer un modèle théorique de la production de puissance d'un athlète en fauteuil roulant afin de déterminer les paramètres importants pour la simulation des conditions de piste.***

Le Chapitre 3 inclut également un modèle sur la production de puissance en fauteuil roulant de course. Ce modèle est au cœur même de la capacité de l'ergomètre à reproduire en laboratoire les conditions que l'on retrouve lors d'une course sur piste. Il inclut des éléments tels que l'inertie de l'ensemble athlète-fauteuil (variable d'un athlète à l'autre) et les pertes d'énergie aérodynamique et de roulement.

- ***Établir la liste des besoins, la liste des fonctions et les spécifications de l'ergomètre et du fauteuil configurable.***

Le Chapitre 4 couvre quant à lui l'analyse des besoins, l'analyse fonctionnelle et le cahier des charges fonctionnel de l'ergomètre et du fauteuil configurable.

- ***Sélectionner les concepts répondants aux fonctions et spécifications de l'ergomètre et du fauteuil configurable.***

Le Chapitre 5 présente les concepts retenus pour chacun des sous-systèmes de l'ergomètre et du fauteuil configurable afin de répondre aux fonctions et spécifications établies précédemment.

- ***Valider les performances de l'ergomètre et du fauteuil configurable.***

Finalement le Chapitre 6 couvre la validation de l'ergomètre et du fauteuil configurable. En particulier, il confirme que les performances obtenues en laboratoire sur l'ergomètre sont représentatives de celles obtenues sur la piste. Il confirme aussi que les performances obtenues sur l'ergomètre avec le fauteuil configurable sont représentatives de celles obtenues sur l'ergomètre avec un réel fauteuil roulant de course.

1.4 Contributions originales

Dans la littérature, Masse et al. [1] indiquent clairement que le positionnement affecte les performances des athlètes, mais que des recherches à venir devront définir la façon de trouver la meilleure position selon chaque individu.

Nos clients, les athlètes de piste en fauteuil de l'équipe canadienne, requièrent un équipement qui saura répliquer leur environnement de course et saura modifier rapidement les paramètres de configuration du fauteuil.

À la connaissance de l'auteur, le laboratoire PERSEUS dispose maintenant du premier ergomètre validé représentatif des conditions de piste grâce à ce projet. Cet outil est un élément clé de la réussite du programme de recherche « Sur la piste de la performance ».

En plus, l'intégration d'un fauteuil configurable permet d'exécuter pour la première fois, toujours à la connaissance de l'auteur, un protocole expérimental d'optimisation du positionnement valide pour la course en fauteuil roulant.

CHAPITRE 2
ÉTAT DE L'ART

La revue de littérature a été faite dans le but premier de répertorier les besoins, fonctions et spécifications clés qui influenceraient la conception de l'ergomètre et du fauteuil configurable. En plus, la revue cherche à établir les caractéristiques de la course en fauteuil roulant et les conditions d'essais déjà identifiés par la communauté scientifique. Les articles traitant spécifiquement du domaine de la course en fauteuil roulant ont été retenus, mais aussi certains articles traitant de l'utilisation de fauteuil roulant de façon générale. La revue a aussi été élargie pour aller chercher quelques éléments touchant le domaine du sport en général qui pouvaient être particulièrement intéressants dans notre cas.

La revue se divise en six sections :

- Spécificités de la course en fauteuil roulant.
- Groupe de sujets.
- Ergométrie en fauteuil roulant.
- Protocoles d'essais de référence.
- Influence du positionnement sur la propulsion en fauteuil roulant de course.
- Résumé de la revue de littérature.

2.1 Spécificités de la course en fauteuil roulant

L'article de revue de Vanlandewijck et al. [2] dresse un portrait assez complet de la littérature disponible traitant des enjeux relatifs aux sports en fauteuil roulant et sert de base à la revue de littérature. Selon lui, le déplacement en fauteuil roulant est caractérisé par un mouvement cyclique des membres supérieurs. Le cycle complet est typiquement séparé en deux phases : la phase de propulsion et la phase de récupération où la main de l'athlète est et n'est pas en contact avec le cerceau sur la roue, respectivement (Figure 2.1).

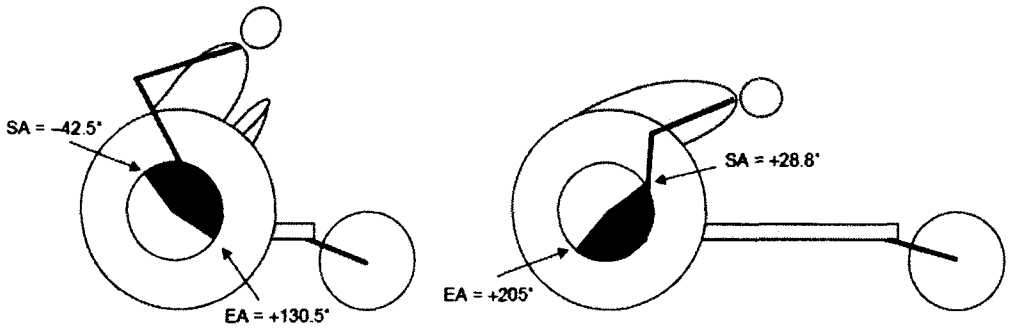


Figure 2.1 : Configuration du fauteuil roulant de course dans le temps.
Configuration du fauteuil roulant de course en 1986 (gauche) et en 1995 (droite) selon Vanlandewijck et al. [2], montrant les phases de poussées en gris et de recouvrement en blanc. SA = angle de départ (Start Angle), EA = angle de fin (End Angle).

Les fauteuils conçus pour la course en fauteuil roulant se distinguent beaucoup des fauteuils roulants de tous les jours où les caractéristiques recherchées sont plutôt la manœuvrabilité et le confort. Le fauteuil roulant de course quant à lui est un équipement où la vitesse maximale que peut atteindre le fauteuil et la stabilité à haute vitesse seront les principaux atouts.

Afin d'obtenir les atouts recherchés, la configuration du fauteuil roulant de course et surtout la position de l'athlète dans le fauteuil ont évolué, ressemblant plus à un fauteuil roulant typique en 1986 vers une configuration plus allongée en 1995 (Figure 2.1).

Higgs [3] a une description du cycle de poussée beaucoup plus détaillée en 6 phases (Figure 2.2) : une phase d'accélération du bras (1), une phase de transfert d'énergie par impact (2), une phase de poussée (3), une phase de rotation de la main (4), une phase de désengagement (5) et l'élan arrière (6). On peut s'interroger sur la pertinence d'une découpe aussi exhaustive de la poussée, car Higgs ne quantifie pas par la suite l'apport de chacune de ces phases. Il y a surement là un apport scientifique à apporter.

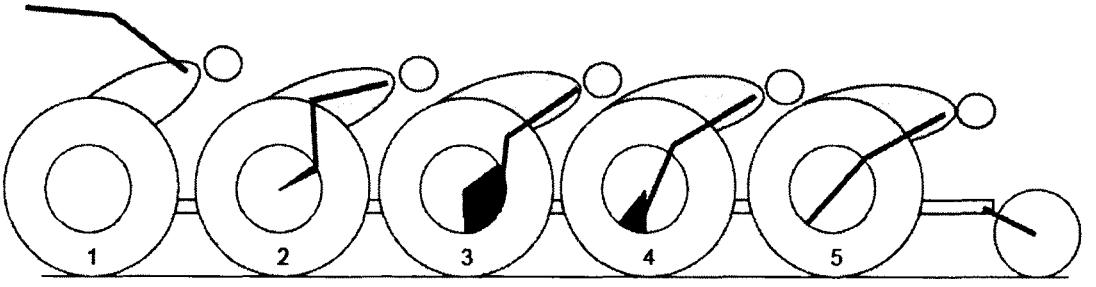


Figure 2.2 : Définition du cycle de poussée.
1 (à 2) = phase d'accélération du bras; 2 = phase de transfert d'énergie par impact; 3 = phase de poussée; 4 = phase de rotation; 5 = phase de désengagement; 6 (5 à 1) = élan arrière [3].

Notons que la quantification de l'énergie transférée dans la phase de transfert d'énergie par impact est intéressante, car elle pourrait donner de l'information sur la technique idéale d'approche du cerceau et sur la conception de gants. Aucun article répertorié n'a quantifié cette phase, mais il faut garder à l'esprit que le taux d'acquisition devra être très élevé pour permettre cette quantification, ce qui n'est pas le cas dans la plupart des systèmes utilisés qui acquisitionnent habituellement à 100Hz ou moins.

Une autre spécificité du sport est la grande plage de disciplines auxquelles peuvent prendre part les athlètes. Elle débute avec des épreuves typiquement anaérobiques (100m, 200m et 400m) et progresse vers des épreuves plus aérobiques (800m, 1500m, 5000m et marathon). La littérature offre malheureusement très peu de valeurs de référence (vitesse max, accélération, force, ...) pour des athlètes de niveau international lors de ces épreuves.

2.2 Groupe de sujets

Il apparait important de bien sélectionner le groupe de sujets afin de pouvoir tirer des conclusions valides d'une recherche. Ainsi, Veeger et al. [4] ont trouvé qu'il y a une différence considérable entre des utilisateurs expérimentés en fauteuils roulants et des utilisateurs inexpérimentés. Les auteurs concluent qu'il faut être prudent dans la sélection de sujets pour faire une analyse biomécanique, car, en plus des variations dues à l'expérience et aux différences physiques entre les individus, il faut considérer que la technique utilisée (direction d'application de la force) est aussi une source de variation.

Typiquement les sujets non handicapés ne sont pas recommandés selon Brown et al. [5] car il y a des différences physiologiques et biomécaniques importantes qui affectent l'efficacité mécanique. La façon dont les forces sont appliquées est aussi très différente, avec des pointes de force plus basses chez les utilisateurs expérimentés [6].

Le projet qui nous concerne a évité les problèmes reliés aux sujets non expérimentés puisqu'un groupe important d'utilisateurs expérimentés y ont participé. Le groupe sous la supervision de l'entraineur de Sherbrooke est composé de 9 athlètes, 2 femmes et 7 hommes. De ce groupe, 3 athlètes étaient particulièrement ciblés pour accéder au podium aux jeux paralympiques d'été de 2012. D'autres athlètes de haut niveau provenant d'ailleurs au Canada ont aussi été sollicités lorsque le moment était jugé opportun.

2.3 Ergométrie en fauteuil roulant

L'ergométrie, soit la mesure du travail des muscles pendant l'effort [7], est largement répandue dans les laboratoires s'interrogeant sur les caractéristiques et spécificités de la propulsion en fauteuil roulant. Les prochains paragraphes décrivent les variables typiquement mesurées expérimentalement (sur le terrain et/ou en laboratoire) et les équipements utilisés par la communauté scientifique pour simuler l'impédance mécanique en laboratoire.

2.3.1 Variables typiquement mesurées expérimentalement

Étant donné la nature cyclique du sport, les chercheurs mesurent typiquement le temps de poussée (Push Time, PT), le temps de récupération (Recovery Time, RT) et le temps de cycle (Cycle Time, CT = PT+RT). Différentes techniques de mesure sont utilisées pour obtenir ces paramètres : mesures vidéo [1; 8; 9] et mesures cinématiques 3D avec marqueurs [10–12] du contact main-cerceau; mesures du couple appliqué sur le cerceau avec une cellule de charge [11–15]; et système électronique qui détecte le contact de la main avec le cerceau [16]. Vanlandewijck et al. [2] mettent cependant en garde les lecteurs d'utiliser la méthode vidéo avec un taux d'acquisition à basse fréquence (30Hz et moins), car la précision de mesure est alors insuffisante. Il est aussi important de noter que de faire contact avec le cerceau ne signifie pas nécessairement un transfert de puissance.

Ensuite, un grand nombre d'études mesurent la cinématique des membres supérieurs (Figure 2.3). Celle-ci est typiquement faite avec un système d'analyse du mouvement avec des marqueurs. Le positionnement standard des marqueurs est : acromion (épaule), épicondyle latéral de l'humérus (coude) et styloïde du radius (poignet) [10; 17]. Par contre, une analyse détaillée du mouvement de la main nécessite d'autres marqueurs (épicondyle médial, styloïde du radius et du cubitus, position proximale du 3^{e} métacarpe) comme le suggèrent Veeger et al. [4].

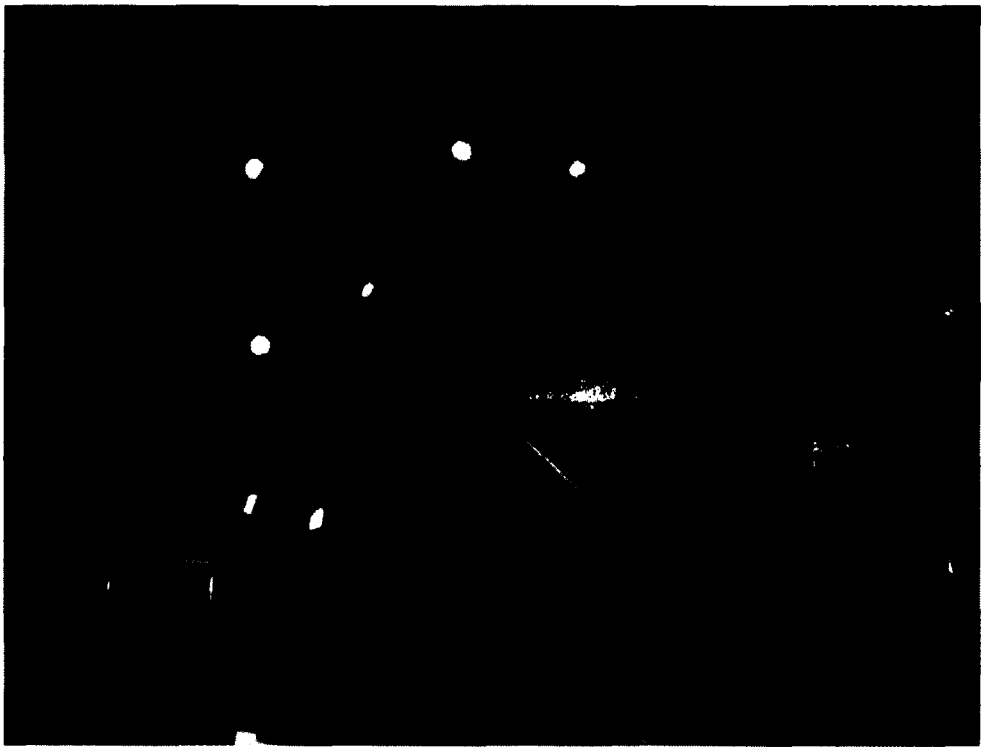


Figure 2.3 : Mesure de la cinématique des membres supérieurs en fauteuil roulant.
Figure de Leveque [17], montrant les marqueurs standards sur l'épaule, le coude et le poignet.

Les forces en jeu sont aussi un élément fréquemment mesuré. En tout temps dans le cycle de poussée les forces internes (ex : couple au coude) et externes (ex : couple à la roue) qui agissent sur l'utilisateur sont évaluées par des modèles de dynamique inverse et des cellules de charges, respectivement.

Pour bien comprendre de quoi il s'agit, il importe de décrire les forces impliquées dans le mouvement d'un fauteuil roulant. Vanlandewijck et al. [2] illustrent à la Figure 2.4 les forces en jeu où :

- F_{tot} = force totale,
- F_r = composante radiale de F_{tot},
- F_t = composante tangentielle de F_{tot},
- F_x, F_y, F_z = forces dans le référentiel global où +x est antérieur, +y est latéral et +z est inférieur.
- M_{wrist} = couple appliqué par le poignet
- M_{hub} = couple appliqué à la roue.

Notez que ce modèle ne considère pas le frottement nécessaire entre la main et le cerceau, qui est nécessaire pour obtenir une composante tangentielle, ni les efforts au coude et à l'épaule.

Cooper [18] a développé une roue instrumentée qui permet de mesurer le couple et l'orientation des forces appliquées par l'athlète sur les roues, i.e. F_r, F_t de même que $F_{médio-latéral}$. Cette technologie est intéressante, car elle peut être utilisée autant en piste qu'en laboratoire. On peut facilement enregistrer le temps de poussée (PT), le temps de récupération (RT) et le temps de cycle (CT) à partir de la mesure du couple appliqué. Cependant l'inertie accrue des roues rend cette technique inutilisable en compétition.

La marque de commerce du produit est « SmartWheel » [19]. Bien que la littérature mentionne que Cooper [18] a développé une version pour les fauteuils roulants de course, des communications avec l'entreprise indiquent que cette version n'est pas disponible de façon commerciale.

Aussi, plusieurs études cherchent à évaluer l'implication de muscles particuliers lors des différentes phases de la propulsion. La technique d'électromyographie (EMG) est largement utilisée pour mesurer cette activité musculaire [9; 13–15].

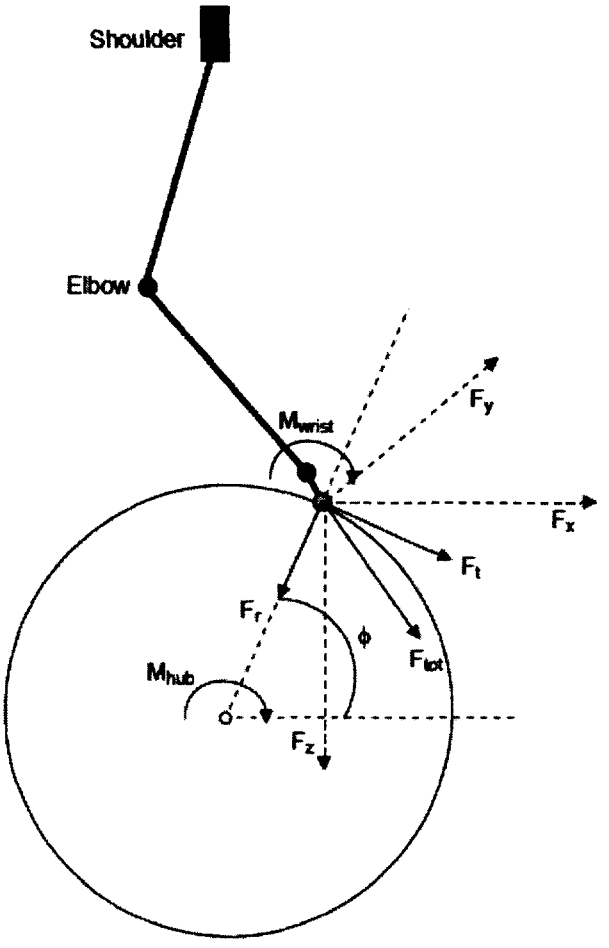


Figure 2.4 : Définition des forces.
Source :Vanlandewijck et al. [2].

En terminant, l'étude de Coutts [20] apparait intéressante dans sa méthodologie. Il a comparé le profil de vitesse et d'accélération en fonction du temps pour des athlètes en fauteuil de course et en fauteuil de basketball. Cette méthode de comparaison des profils de vitesse et d'accélération est en effet transférable à l'analyse d'un changement de position de l'athlète ou de configuration du fauteuil.

2.3.2 Équipements utilisés pour simuler l'impédance mécanique en laboratoire

L'impédance mécanique est le rapport complexe de la force à la vitesse [21]. Dans le contexte de ce projet, on peut l'exprimer plus précisément comme le rapport entre la force appliquée par les roues pour propulser l'ensemble athlète-fauteuil et la vitesse résultante de cet ensemble. La simulation de l'impédance mécanique permet de reproduire la sensation qu'un athlète aurait dans un contexte d'utilisation choisi. Cette simulation est donc essentielle si l'on souhaite transférer les résultats obtenus en laboratoire vers l'environnement de l'athlète. Trois types d'équipements sont utilisés pour simuler cette impédance mécanique : un fauteuil sur tapis roulant, un fauteuil sur rouleaux ou un simulateur de fauteuil.

Fauteuil sur tapis roulant

La simulation de l'impédance mécanique sur tapis roulant permet d'utiliser le fauteuil de l'athlète dans l'environnement d'un laboratoire sans limiter le mouvement relatif entre l'athlète et son fauteuil. Vanlandewijck et al. [14] et Spaepen et al. [13] recommandent ce type d'ergomètre (Figure 2.5) où le fauteuil roule sur un tapis et une charge reliée à un système de câble et poulies applique une force de résistance sur le fauteuil. Cet ergomètre permet de définir la propulsion en trois phases tel qu'illustré à la Figure 2.6 : (1) une phase d'accélération due à la force appliquée sur les cerceaux, typiquement associée au mouvement de poussée; (2) une 2^{e} phase d'accélération due aux forces inertielles agissant entre l'athlète et le fauteuil lors du recul des bras et du tronc, typiquement associé à la 1ère partie du mouvement de récupération; et (3) une phase de décélération durant la 2^{e} partie du mouvement de récupération. Cette description en trois phases de la propulsion représente l'accélération du fauteuil même et non de l'ensemble athlète-fauteuil puisque cet ensemble ne constitue par l'équivalent d'un corps rigide. Il y a alors une difficulté importante pour évaluer la puissance instantanée produite par l'athlète, car l'accélération du fauteuil n'est pas celle de l'ensemble athlète-fauteuil.

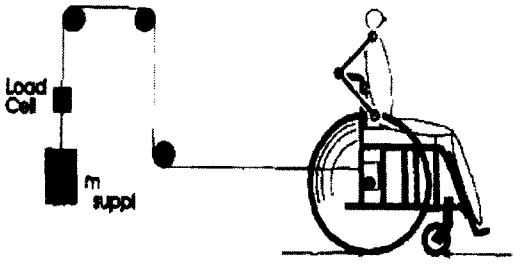


Figure 2.5 : Montage sur tapis roulant.
Source : Spaepen et al. [13].

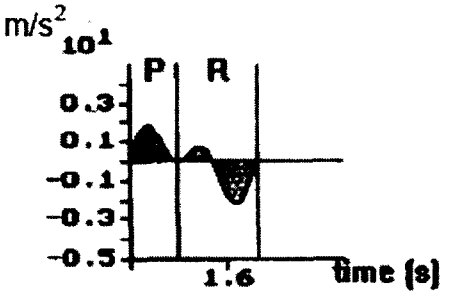


Figure 2.6 : Les trois phases de propulsion lors de la poussée (P) et de la récupération (R).
Source : Spaepen et al. [13].

Puisque le fauteuil n'est pas maintenu sur le tapis, il y a aussi un aspect de sécurité non négligeable sur l'utilisation des tapis roulants qui n'est pas abordé par Spaepen et al. [13] ou Vanlandewijck et al. [2]. Le site internet du manufacturier de tapis roulant H/P/Cosmos (Traunstein, Allemagne, www.h-p-cosmos.com) montre d'ailleurs des utilisateurs avec un harnais de sécurité. L'impact de ce dernier serait donc à valider. D'autre part ce concept augmente la difficulté d'intégration d'un fauteuil à configuration variable et la reproduction des forces de résistance appliquées sur l'ensemble athlète-fauteuil en temps réel (ex : frottement aérodynamique variable). L'article de revue de Vanlandewijck et al. [2] couvre bien l'utilisation de ce type d'équipement.

Fauteuil sur rouleaux

Plusieurs études se font sur ergomètre stationnaire à rouleaux. Le référentiel fixe par rapport à la roue du fauteuil facilite l'analyse du mouvement. Puisque le fauteuil est maintenu, le système ne considère pas le mouvement du centre de gravité des membres supérieurs, du tronc

et de la tête par rapport au fauteuil lors du cycle de propulsion. Aussi la plupart des montages empêchent la rotation du fauteuil selon l'axe des roues arrières causant la levée de la roue avant (wheely) lors de la poussée. Il en résulte une capacité accrue pour appliquer une force de propulsion sur les roues, peu importe la position du centre de gravité des athlètes par rapport à l'axe des roues.

Plusieurs ergomètres à rouleaux utilisent des rouleaux libres, i.e. aucune force de résistance n'y est simulée. La modélisation des conditions externes comme la résistance de roulement sur la piste et les forces aérodynamiques telles que défini par Niesing et al. [22] n'y est donc pas respectée.

Devillard et al. [23] ont par contre validé un ergomètre à rouleaux permettant de recevoir les fauteuils de différents sports (Figure 2.7). Il s'agit d'un ergomètre à rouleaux équipé de freins à hystérésis. Ce frein permet donc de simuler les forces externes appliquées sur le fauteuil. Les rouleaux dont l'inertie est fixe sont calibrés pour simuler l'inertie d'un ensemble athlète-fauteuil de 35 ou 70kg.

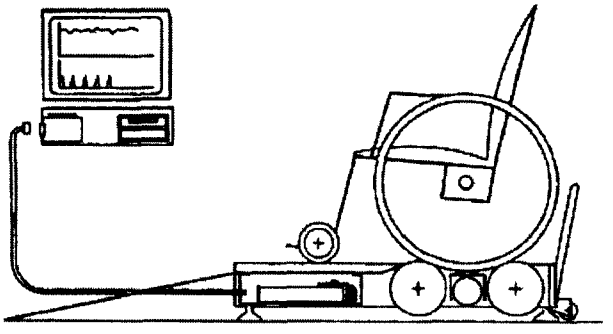


Figure 2.7 : Ergomètre à rouleaux.
Source : Devillard et al. [23].

L'ergomètre à rouleaux de Cooper [24] possède une inertie de rotation permettant de simuler la masse d'un ensemble athlète-fauteuil de 75kg combiné à une unité de freinage. Toutefois ce montage rend impossible la simulation précise de la phase d'accélération d'un athlète dont la masse combinée avec son fauteuil serait différente. Theisen et al. [25] décrivent de leur côté

une méthode de simulation d'inertie équivalente selon un système mécanique d'ajout de disques.

Il est important de noter qu'avec un système comme celui de Devillard et al. [23] où chacune des roues arrières repose entre 2 rouleaux, l'utilisation d'un fauteuil dont l'axe des roues (camber) n'est pas parallèle aux rouleaux induit du frottement lors du roulement. Cette situation se traduit par l'apparition d'un couple résistif additionnel considérable tel qu'illustrés à la Figure 2.8 [26]. Ce couple peut être éliminé en ajustant l'angle des rouleaux parallèle à l'axe des roues tel qu'illustré à la Figure 2.9 [26].

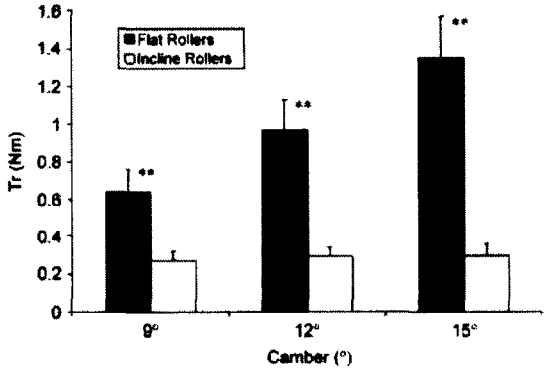


Figure 2.8 : Couple en fonction de l'angle des roues.
Rouleaux plats (noir) et rouleaux inclinés (blanc). Source : Faupin et al. [26].

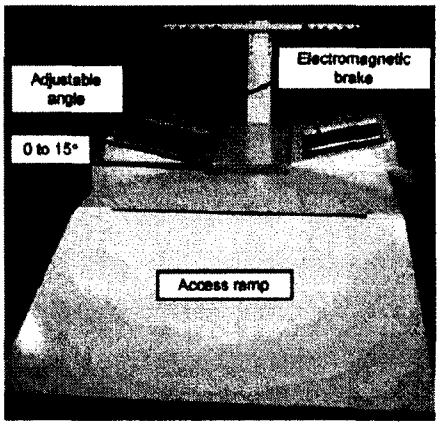


Figure 2.9 : Ergomètre avec rouleaux inclinables et frein électromagnétique.
Source : Faupin et al. [26].

En complément d'information sur les ergomètres à rouleaux, mentionnons que pour étudier la poussée sur un fauteuil roulant de course, Cooper [24] utilise un ergomètre à rouleaux muni d'un tachymètre échantillonné à 1kHz. Il y mesure des temps de poussée aussi petit que 0.16 seconde à haute vitesse. D'autre part, il est important de noter que la calibration de l'ergomètre à rouleaux est un point clé pour obtenir des résultats précis. DiGiovine et al. [27] proposent une façon dynamique de calibrer un système à rouleaux d'inertie. Cette méthode consiste à appliquer des échelons de voltage à l'armature du moteur DC et d'enregistrer le couple et la vitesse en fonction du temps. Un modèle mathématique permet de calculer par la suite les paramètres d'intérêts.

Simulateur de fauteuil

À la connaissance de l'auteur, seul Niesing et al. [22] présentent un simulateur de fauteuil (Figure 2.10).

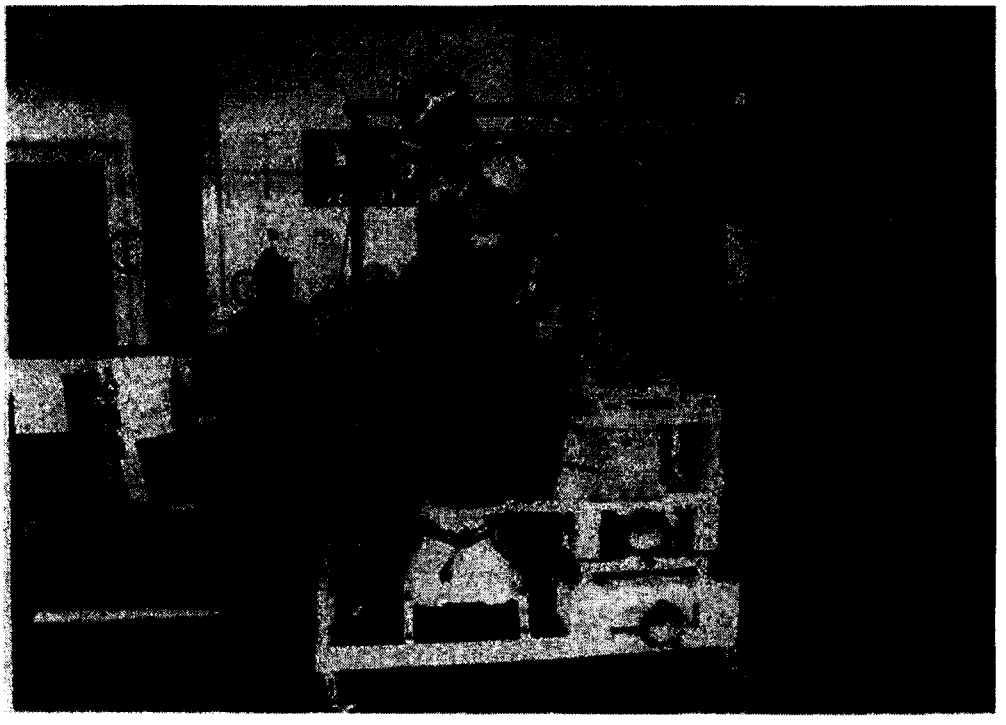


Figure 2.10 : Simulateur de fauteuil présenté par Niesing et al. [22].

De Groot et al. [28] utilisent ce type d'équipement dans leurs travaux sans toutefois donner de détails techniques sur l'équipement. Cet arrangement rassemble les avantages de mesurer les

forces appliquées par l'athlète sur les roues en plus d'offrir la possibilité de configurer la géométrie du fauteuil et ainsi changer la position de l'athlète. L'utilisation de servomoteurs permet la simulation de la force de résistance au roulement, de la résistance à l'air et de l'inertie de l'ensemble athlète-fauteuil. Tout comme l'ergomètre à rouleaux, le fait d'avoir un système stationnaire facilite la prise de mesure.

Veeger et al. [29] utilisent également cet équipement et capturent les données à 100Hz. L'équipement reproduit alors un fauteuil sport (type basketball) et la vitesse maximale atteinte par les athlètes est de l'ordre de 15km/h.

La faiblesse d'un simulateur de fauteuil réside dans son incapacité à recevoir un athlète dans son propre fauteuil de piste. Il devient alors très difficile d'obtenir une mesure de référence fiable de la configuration actuelle de l'athlète, car la reproduction de sa position peut s'avérer inexacte. Notons en particulier que les fauteuils de performance sont construits sur mesure et que l'assise doit correspondre à l'anthropométrie exacte de l'athlète. Une telle reproduction requiert du temps et des ressources matérielles importantes, ce qui n'est pas souhaitable lors d'une première évaluation d'un athlète ou lorsque les ressources sont limitées.

2.4 Protocoles d'essais de référence

Dans leur chapitre sur les caractéristiques de performance d'essais de sprint en fauteuil roulant, Lees et Arthur [30] proposent deux essais. Un premier essai « All out » 30 secondes, i.e., dont la consigne est de tout donner pendant une période de 30 secondes. Ce test s'apparente au test de Wingate bien connu dans le domaine sportif et qui sera expliqué dans le paragraphe suivant. Lees propose également un test de vitesse maximale, sans résistance où l'athlète atteint typiquement son sommet en moins de 10 secondes. Il conclut que ces deux essais anaérobiques donnent des résultats qui sont représentatifs des résultats sur piste et qu'ils peuvent être utilisés pour diagnostiquer l'évolution de la performance d'un athlète.

Le test de Wingate [31] sert à déterminer la puissance anaérobique maximale d'un athlète. Il utilise typiquement un vélo stationnaire comme ergomètre (Monark, Vansbro, Suède). La version populaire est le test de 30 secondes où une résistance mécanique de freinage basée sur

le poids de l'athlète (force de résistance / poids de l'athlète = 0.075) est appliquée sur la roue. Après une période d'échauffement, l'athlète doit pédaler aussi rapidement que possible sans charge pendant 5 secondes. La charge est alors appliquée et l'athlète doit continuer à pédaler à pleine puissance pendant 30 secondes. Selon Fauster et Maud [32] la résistance optimale peut varier selon le groupe à étudier. La vitesse de la roue d'inertie est enregistrée sur des intervalles de 1 à 5 secondes pour calculer la puissance de sortie.

À ce sujet, Santos et al. [33] rapportent que la fréquence d'acquisition utilisée pour la mesure de puissance influence grandement la puissance maximale du test de Wingate. Ils ont trouvé que pour un athlète qui fait tourner la roue d'inertie à 2.3Hz, l'atténuation de la puissance maximale est de 42% pour un taux d'acquisition à 0.2Hz par rapport à une atténuation de 0.29% pour un taux d'acquisition de 5Hz.

2.5 Influence du positionnement sur la propulsion en fauteuil roulant de course

L'article de Mâsse et al. [1] a particulièrement attiré notre attention puisqu'il traite de l'analyse biomécanique de la propulsion en fonction de la position du siège, i.e. la hauteur du siège et la position antéro-postérieure de l'épaule par rapport à l'axe de la roue. Bien qu'intéressante, leur étude n'a évalué que les signaux EMG obtenus sur des muscles ciblés en fonction de la hauteur et de la position. Elle conclut en affirmant que le positionnement a un impact important sur la propulsion, mais qu'il faudra d'autres études pour déterminer la position idéale du siège.

Le rapport de Leveque [17] constitue un excellent document de référence sur les paramètres et les aptitudes à mesurer pour un athlète de piste. Il démontre la corrélation importante entre la courbe force-vitesse produite par un athlète dans un test de développé couché (bench press) et sa performance sur piste. Il ne nous donne cependant aucun indice sur l'influence de l'utilisation plus ou moins optimale de la courbe force-vitesse et tension-longueur des athlètes en modifiant leur positionnement.

De son côté Chow et al. [9] suggèrent que le choix de la technique utilisée (associée au type de gant) et de la position devrait être fait en fonction de la nature plus ou moins explosive d'un athlète et de sa discipline. En effet, Winter [34] montre la relation tridimensionnelle illustrée à la Figure 2.11 pour la force développée par un muscle en fonction de sa vitesse d'action et de sa longueur. La position de l'athlète ayant comme impact de changer la région où se situe la courbe force-vitesse de l'athlète. Il y a donc un besoin d'optimiser la position pour atteindre de meilleures performances.

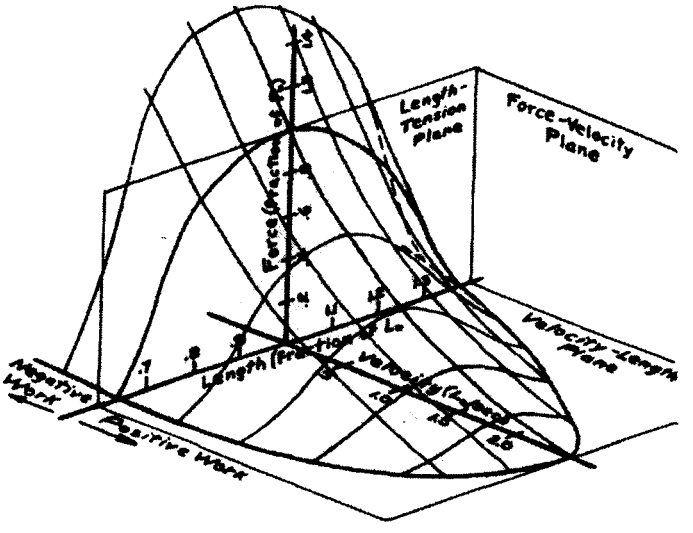


Figure 2.11 : Relation tridimensionnelle de la force, longueur et vitesse d'un muscle. Source : Winter [34].

2.6 Résumé de la revue de littérature

En résumé, nous savons que :

- La course en fauteuil roulant se caractérise par un mouvement cyclique. Celui-ci est décomposé en 2 à 6 phases selon les auteurs. La décomposition du cycle en 6 phases inclut une phase de transfert d'énergie par impact dont l'apport n'a pas été quantifié jusqu'ici dû aux faibles taux d'acquisition utilisés actuellement. De plus, des études préliminaires seront nécessaires à l'établissement d'un cahier des charges fonctionnel pour combler l'absence de valeurs de références sur les mesures de performance des athlètes élites dans la littérature.

- La sélection du groupe de sujets influence fortement les résultats. Cependant, comme le projet qui nous concerne possède un groupe important d'utilisateurs expérimentés, nous avons évité les problèmes reliés aux sujets non expérimentés.
- L'ergométrie en fauteuil roulant est fréquemment utilisée et facilite la prise de mesures dans un environnement contrôlé. Ces mesures sont typiquement : mesures temporelles du cycle de poussée, mesures cinématiques des membres supérieurs, mesures des forces appliquées, mesures d'EMG et mesures du profil de vitesse et d'accélération. Pour permettre la prise de ces mesures, 3 types d'ergomètre sont utilisés pour simuler l'impédance mécanique en laboratoire :
  - Le fauteuil sur tapis roulant, utilisé par certains dont Vanlandewijck et al. [14] est une adaptation d'un tapis roulant standard qui comporte un avantage de réalisme du mouvement entre l'athlète et le fauteuil, mais aussi des désavantages au niveau de la prise de mesures, de la sécurité, de l'intégration d'un fauteuil configurable et de la reproduction des forces de résistance en temps réel.
  - L'ergomètre à rouleaux est fréquemment utilisé puisque sa position fixe facilite l'analyse du mouvement. Il ne considère cependant pas le mouvement relatif de l'athlète par rapport au fauteuil. Malgré ceci, Devillard [23] a produit une publication sur un ergomètre à rouleaux qui simule réalistement l'impédance mécanique.
  - Le simulateur de fauteuil de Niesing et al. [22] permet de changer facilement la position du sujet dans un fauteuil de réadaptation et simule bien l'impédance mécanique, mais ne peut recevoir un athlète dans son propre fauteuil de piste.
- Un test « All out » [30], similaire au test de Wingate [31] couramment utilisé pour déterminer la puissance anaérobique maximale d'un athlète, peut servir de protocole d'essai de référence. Il faut cependant s'assurer d'avoir une fréquence d'acquisition suffisante.
- Le positionnement est un facteur d'influence sur la performance, mais demeure à être étudié plus à fond afin d'en connaitre l'influence exacte pour un athlète donné. Il n'y a entre autres rien dans la littérature qui nous indique comment optimiser la performance selon les paramètres de configuration de l'équipement, de position de l'athlète et de la discipline. La conception d'un outil de simulation et d'évaluation permettant

l'optimisation de la configuration d'un fauteuil roulant de course semble donc tout à fait indiquée.

CHAPITRE 3
ÉTUDES PRÉLIMINAIRES

Puisque la revue de littérature n'était pas suffisante pour établir des balises claires pour l'établissement des spécifications pour des athlètes de haut niveau, ce chapitre décrit les études préliminaires qui ont servi à définir les besoins spécifiques de notre groupe de sujet et le cahier des charges fonctionnel pour la conception de l'ergomètre et du fauteuil configurable.

3.1 Mesures anthropométriques

La première étape consistait à obtenir un maximum d'information sur les athlètes membres d'Athlétisme Canada qui monteront potentiellement sur l'ergomètre. Les mesures anthropométriques des athlètes et de leurs fauteuils ont été recueillies.

3.1.1 Objectif

L'objectif était de relever les mesures anthropométriques des athlètes et de leur fauteuil respectif qui auraient le potentiel d'influencer le cahier des charges fonctionnel pour la conception de l'ergomètre et du fauteuil configurable.

3.1.2 Participants

Neuf athlètes ont participé à la prise de mesures. Sept athlètes masculins et deux athlètes féminines. Le groupe inclut des athlètes élites et des athlètes en développement.

Il s'agit d'un nombre limité de candidats, mais qui demeure représentatif par rapport à l'ensemble des athlètes canadiens selon l'entraineur, car on retrouve (Tableau 3.1) :

- Des athlètes des deux sexes, hommes et femmes;
- Différentes sources d'handicap : paraplégique (lésion médullaire, spina bifida, poliomyélite), amputé;
- Trois catégories de classification d'handicap : T52, T53 et T54;
- Différents profils de compétiteurs : intermédiaire / élite, sprinteur / longue distance.

Les données sont dénominalisées par souci de confidentialité.

Tableau 3.1 : Athlètes participants aux mesures.

Athlète	Sexe	Classification*	Disciplines
Athlète 1	Masculin	T53	100 et 200 m
Athlète 2	Masculin	T54	800 à 5 000, marathon
Athlète 3	Féminin	T54	100 à 400 m
Athlète 4	Masculin	T54	100 et 200 m
Athlète 5	Masculin	T52	100 à 800 m
Athlète 6	Masculin	T54 (unijambiste)	100 à 400 m
Athlète 7	Masculin	T54	Marathon
Athlète 8	Féminin	T54	400 m et plus
Athlète 9	Masculin	T54	100 à 800 m

* La classification des athlètes est déterminée selon les capacités résiduelles des athlètes et définie dans un document publié par le Comité international paralympique [35].

3.1.3 Méthodologie

L'outil de mesure était un système Optotrak Certus de NDI (Waterloo, Canada, www.ndigital.com) avec une sonde de digitalisation à 4 marqueurs infrarouge. La précision de la lecture est de 1mm ou meilleure.

La Figure 3.1 présente les points de mesures de l'athlète dans son fauteuil de course. Notez que les points 5 et 7 étaient une estimation dans le plan Y-Z car il était impossible d'y accéder directement avec la sonde. Cette série de mesure permettait d'évaluer la position actuelle de l'athlète par rapport à son fauteuil. La séquence de mesure a été répétée pour les côtés gauche et droit. Les feuilles de prise de mesures incluant des mesures additionnelles destinées à une autre étude liée à celle-ci sont présentées à l'Annexe A.

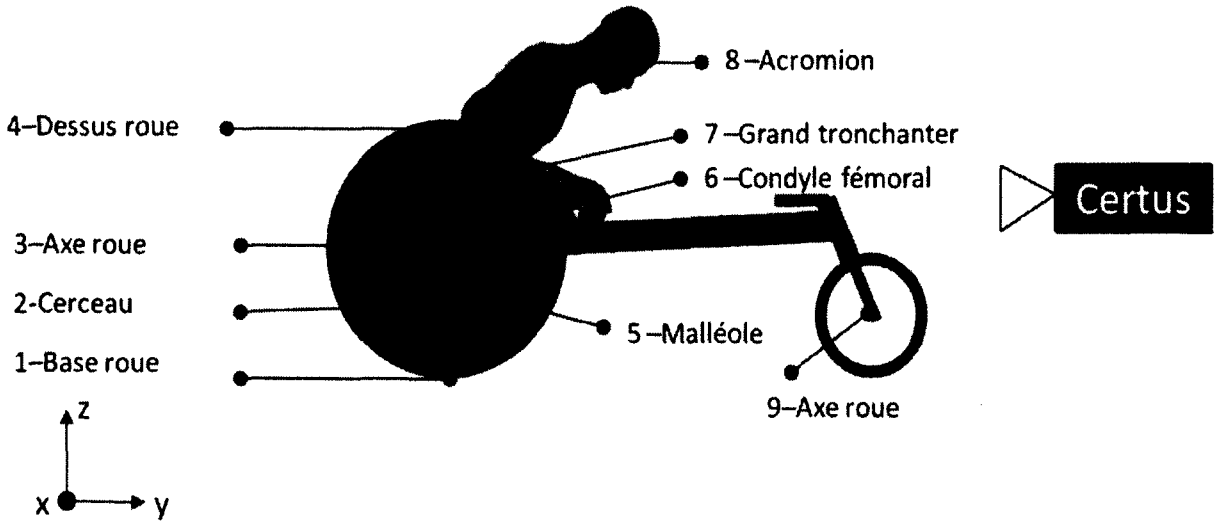


Figure 3.1 : Mesures Optotrak, position assise dans le fauteuil [PAF].

3.1.4 Résultats et discussion

Les données ont été compilées en tableaux afin de mettre en évidence la variabilité des mesures. Les mesures susceptibles d'influencer la conception d'un ergomètre ou d'un fauteuil configurable sont liées aux dimensions du fauteuil et à la position de l'athlète dans son fauteuil.

On note dans le Tableau 3.2 une grande uniformité des dimensions des fauteuils. Les athlètes utilisent tous le même diamètre de roue et la variation enregistrée provient du pneu utilisé. Les plus grandes variations proviennent de l'angulation des roues de la largeur entre les roues au bassin et de l'entraxe des roues avant et arrière. Aucune difficulté technique n'est perçue à ce niveau.

En analysant le Tableau 3.3 on constate qu'il y a là plus de variabilité. Il y a un peu de variabilité sur la position de l'épaule par rapport au sol et à l'axe, principalement dû aux différences d'anthropométrie entre les athlètes. La variabilité vient surtout de la position des genoux. L'athlète 5 (T-52, quadraplégique) et l'athlète 6 (amputé) adoptent des positions différentes où les genoux sont situés plus en aval par rapport à l'épaule. Le type d'handicap est donc un facteur important influençant la position de l'athlète. C'est un besoin important à considérer dans la conception du simulateur de fauteuil.

Tableau 3.2 : Dimensionnement du fauteuil des athlètes (mm).

Description		Athlètes											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	Moy	SD	%
Diamètre	Roue [PAF 4-1]	666.7	664.6	663.0	662.6	667.3	660.8	673.2	664.6	665.6	665.4	3.6	0.5%
	Cerceau [PAF 3-2 x 2]	371.3	383.3	349.6	400.1	376.3	386.0	373.7	359.6	369.9	374.4	14.7	3.9%
Angle	Camber (deg) [∠PAF 4-1 et vertical]	13.4	13.9	15.0	13.3	13.4	13.4	13.8	15.1	14.9	14.0	0.8	5.4%
Largeur	Roue dessus [PAF 4d-4g]	317.6	289.8	317.0	319.4	332.9	295.9	320.0	287.4	284.0	307.1	17.8	5.8%
	Roue axe [PAF 3d-3g]	497.6	482.1	551.0	508.0	524.6	471.9	515.0	488.3	490.8	503.3	24.3	4.8%
	Roue sol [PAF 1d-1g]	616.5	597.6	645.8	611.9	634.8	586.2	628.1	619.1	613.1	617.0	18.2	2.9%
	Axe avant-arrière [PAF 9-3]	1235.9		1205.5	1375.5	1255.4	1172.0	1315.7	1237.3	1239.6	1254.6	63.8	5.1%

*%= *SD/moy*

Tableau 3.3 : Positionnement des athlètes dans leur fauteuil (mm).

Description		Athlètes											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	Moy	SD	%
Hauteur	Épaule vs sol [PAF 8-1, en z]	721.1	779.7	683.7	745.5	738.1	669.3	740.4	678.1	766.4	724.7	39.6	5.5%
	Épaule vs axe y [PAF 8-3 en y]	298.6	328.1	322.7	350.6	336.4	299.3	316.4	316.6	349.0	324.2	18.9	5.8%
	Épaule vs axe z [PAF 8-3 en z]	393.9	455.1	357.1	419.5	411.4	348.1	411.7	354.8	442.1	399.3	38.8	9.7%
	Genou vs sol [PAF 6-1, en z]	535.0	522.6	558.4	510.3	623.4	245.7	562.1	542.6	572.3	519.2	107.7	20.7%
	Genou vs axe y [PAF 6-3 en y]	259.5	263.9	226.0	214.3	344.0	298.5	300.4	241.0	261.3	267.7	40.7	15.2%
	Genou vs axe z [PAF 6-3 en z]	207.9	198.1	231.9	184.2	296.6	167.3	233.5	219.3	248.0	220.7	38.2	17.3%
	Épaule-Genou en y [PAF 8-6 en y]	39.2	64.2	96.8	136.3	-7.7	-3.9	15.9	75.5	87.7	56.0	48.9	87.2%
	Épaule-Genou en z [PAF 8-6 en z]	186.1	257.1	125.3	235.2	114.7	423.7	178.3	135.5	194.1	205.5	94.8	46.1%

*%= *SD/moy*

3.2 Mesure des profils de vitesse sur piste

Puisque l'ergomètre que nous souhaitons construire devra simuler les conditions de piste le plus réalistement possible, il est d'intérêt d'analyser le profil de vitesse des athlètes tel que fait par Coutts et al. [20] sur ergomètre, mais cette fois sur la piste et dans différentes épreuves. Cette analyse fournira de l'information vitale pour construire le cahier des charges fonctionnel de l'ergomètre.

3.2.1 Objectif

L'objectif est de déterminer les vitesses maximales typiques des athlètes, la force aux roues développée par l'athlète et les plages de vitesse selon l'épreuve ou la condition d'entrainement.

3.2.2 Participants

Des enregistrements de mesures GPS ont été pris lors du camp d'entrainement de l'équipe canadienne en Floride en mars 2010. D'autres mesures ont aussi été prises à Sherbrooke lors d'entrainements et de compétitions. Au total c'est sept membres d'Athlétisme Canada, une femme et six hommes, qui ont participé aux mesures du profil de vitesse. Cet échantillonnage inclut des sprinters et des spécialistes du demi-fond et du marathon parmi les meilleurs au Canada.

3.2.3 Méthodologie

Un assistant personnel, IPAQ travel companion de la compagnie Hewlett-Packard (Palo-Alto, CA, www.hp.com) muni d'un enregistreur GPS 1Hz a d'abord été utilisé pour récolter les données (position et vitesse). L'enregistreur était fixé directement sur le fauteuil et de façon à ce qu'un maximum de signal satellite lui soit accessible. L'enregistreur était démarré quelques secondes / minutes avant l'épreuve de l'athlète afin de ne pas nuire à sa concentration. Les données étaient recueillies à la fin de l'épreuve et traitées avec une routine sous Matlab. Cette routine permet d'illustrer les données par rapport à un référentiel sélectionné, typiquement la ligne d'arrivée de la piste. La mesure de vitesse est obtenue directement par le GPS et non par dérivation de la position. La mesure d'accélération est obtenue par dérivation de la vitesse selon la méthode centrée à 3 points de Winter [34].

Dans le but de raffiner les mesures, un enregistreur GPS 5Hz dédié, modèle BTQ 1000ex de QSTARZ (Taipei, Taiwan, www.Qstarz.com) a été acheté en cours de projet. La validation de l'instrument dans des conditions de vitesse non cyclique (test de décélération à taux relativement faible) montre par contre du bruit dans la mesure. Comme une filtration passe bas (Butterworth, 4^{e} ordre sans décalage de phase) avec une fréquence de coupure de l'ordre de 1Hz est nécessaire pour lisser les données de vitesse et représenter le phénomène mesuré, nous concluons que cet instrument ne nous donne pas plus d'informations pertinentes que le HP IPAQ. Les 2 instruments ont donc été utilisés selon leur disponibilité.

3.2.4 Résultats et discussion

La Figure 3.2 illustre le trajet de l'athlète 2 lors d'une épreuve de 200m. On constate qu'il est pratiquement à sa vitesse maximale dès la sortie de la courbe.

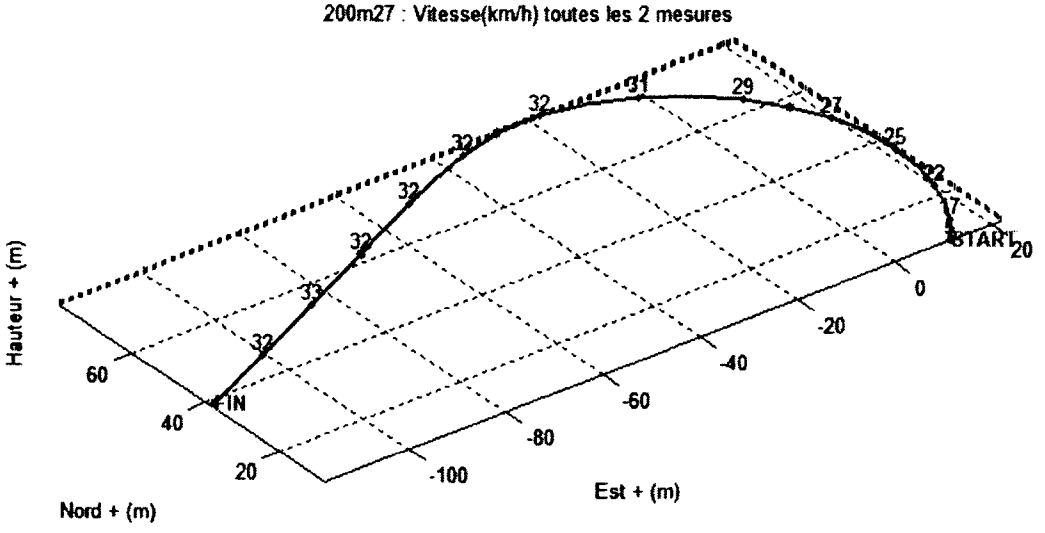


Figure 3.2 : Données GPS d'une épreuve de 200m pour l'athlète 2.

La Figure 3.3 montre le profil de vitesse sous forme de graphique. Avec un taux d'acquisition de 1Hz, il est impossible d'obtenir de l'information plus détaillée à l'intérieur d'un cycle de poussée puisque celui-ci est de 0.9Hz à 2.24Hz selon la compilation faite par Vanlandewijck [2]. Cette situation donne donc une estimation erronée de l'accélération instantanée du fauteuil (Figure 3.3). Nous ne pouvons par conséquent pas utiliser cette mesure pour estimer la force

efficace transmise par l'athlète. Une autre méthode d'évaluation de la force transmise par l'athlète devra être utilisée.

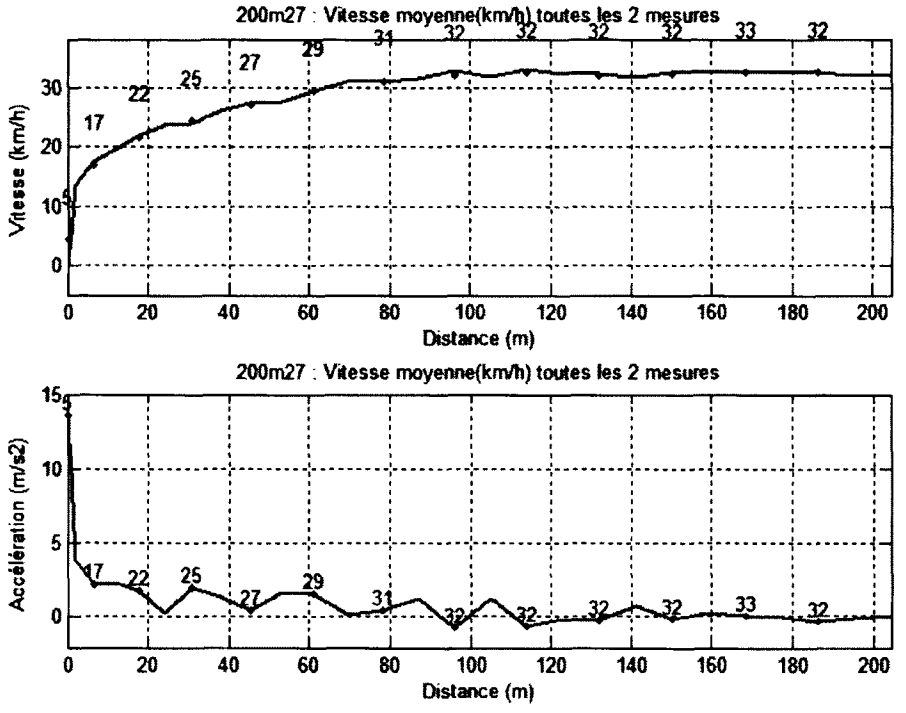

200m27 : Vitesse moyenne(km/h) toutes les 2 mesures
Vitesse (km/h)
Distance (m)
200m27 : Vitesse moyenne(km/h) toutes les 2 mesures
Accélération (m/s2)
Distance (m)

Figure 3.3 : Profil de vitesse et d'accélération en fonction de la distance parcourue d'une épreuve de 200m pour l'athlète 2.

Le Tableau 3.4 résume les mesures de profil de vitesse prises au cours des différentes compétitions et camps auxquels les athlètes ont pris part. On constate que la vitesse maximale atteinte sur piste est de 34.8km/h et que la vitesse moyenne globale est d'environ 25km/h.

Tableau 3.4 : Résumé des mesures GPS. Vitesse en km/h.

Date	Athlète	Endroit	GPS	Discipline	Vitesse max	Vitesse moyenne	Temps
27-mars-10	Athlète 4	Floride	HP	100m	33.1	24.3	15 s
27-mars-10	Athlète 4	Floride	HP	400m	34.2	28.4	50 s
27-mars-10	Athlète 2	Floride	HP	200m	33.1	26.6	27 s
27-mars-10	Athlète 1	Floride	HP	400m (relais)	30.6	24.2	58 s
28-mars-10	Athlète 8	Floride	HP	Entrainement 32 km	30.7	22.0	82 min 50 s
29-mars-10	Athlète 6	Floride	HP	40 m	25.6	15.1	10 s
29-mars-10	Athlète 6	Floride	HP	60 m	26.2	18.5	14 s

Date	Athlète	Endroit	GPS	Discipline	Vitesse max	Vitesse moyenne	Temps
29-mars-10	Athlète 5	Floride	HP	Entrainement 8 km	30.6	24	19 min 42 s
02-juin-10	Athlète 6	UdeS	HP	200m	29.5	24.1	30 s
02-juin-10	Athlète 2	UdeS	HP	400m	32.1	27.9	54 s
12-juin-10	Athlète 2	UdeS	HP	1500m	33.6	28.3	3min 9 s
12-juin-10	Athlète 8	UdeS	HP	400m	30.5	24.6	58 s
12-juin-10	Athlète 4	UdeS	HP	200m	**34.8**	27.3	26 s
12-juin-10	Athlète 2	UdeS	HP	5000m	32.2	27.8	10min 37s
12-juin-10	Athlète 6	UdeS	HP	100m	30.7	21.4	17 s
12-juin-10	Athlète 1	UdeS	HP	400m relais	33.18	27.9	56 s
12-juin-10	Athlète 2	UdeS	HP	400m relais	29.7	24.8	1min 1s
10-juil-10	Athlète 4	UdeS	Qstarz	100m	33.5	23.86	15 s
10-juil-10	Athlète 6	UdeS	HP	100m	31.2	19.48	19 s
10-juil-10	Athlète 4	UdeS	Qstarz	200m	32.95	26.9	27 s
10-juil-10	Athlète 9	UdeS	HP	400m	31.51	23.55	59 s
10-juil-10	Athlète 1	UdeS	Qstarz	400m	32.55	27.9	52 s
10-juil-10	Athlète 1	UdeS	Qstarz	800m	31.3	26.5	1min 48 s

UdeS : Université de Sherbrooke

Le temps d'utilisation de l'ergomètre en simulation d'épreuve sur piste et d'entrainement sera donc très variable, de l'ordre de 10 secondes jusqu'à près d'une heure 30 minutes en mode entrainement. De plus, en regardant la moyenne des vitesses pour les différentes épreuves, on constate que l'ergomètre sera particulièrement sollicité dans la plage de vitesse de 15 à 30km/h.

3.3 Mesures des forces efficaces de déplacement

Puisque la mesure des profils de vitesse avec GPS n'avait pas permis une bonne estimation des forces efficaces de déplacement appliquées par nos athlètes, il était nécessaire d'explorer d'autres méthodes d'estimation de cette force. Rappelons que l'estimation de la force efficace appliquée aux roues servira à définir le cahier des charges fonctionnel de l'ergomètre pour la sélection d'une source de résistance.

Étant donnée la difficulté d'estimer cette force en déplacement et à haute vitesse, et considérant qu'une courbe force vitesse typique [34] donne la force maximale à vitesse nulle, les mesures pour l'estimation de la force ont été prises de deux façons :

- Test de force maximale statique
- Test d'accélération au départ (1^{ere} poussée).

3.3.1 Test de force maximale statique

L'objectif de ce test était de déterminer la force maximale qu'un athlète applique aux roues. Pour ce faire, trois athlètes ont effectué le test, dont deux hommes jugés par l'entraineur comme les plus puissants.

Après une période d'échauffement, les athlètes se présentaient avec leur fauteuil. Une courroie était attachée à l'axe de la roue. L'autre extrémité de la courroie était attachée à une cellule de force (Digital force gage, 200 lbf, Chatillon, Largo, FL) fixée à un mur tel qu'illustré à la Figure 3.4.

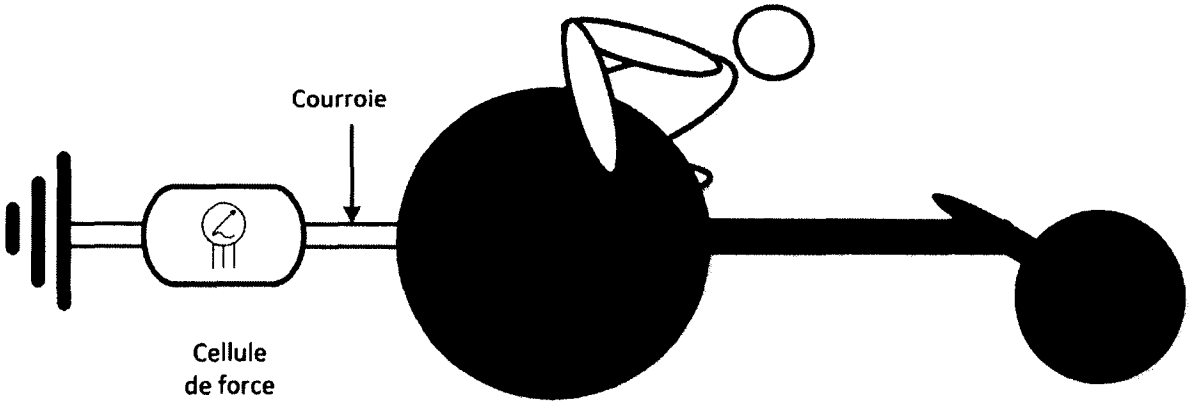


Figure 3.4 : Montage pour évaluer la force statique maximale.

Le Tableau 3.5 présente les résultats. On constate une bonne disparité entre les athlètes.

Tableau 3.5 : Mesures de force maximale en statique.

	Force maximale (N)					
Athlètes	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4	Moyenne	Maximum
Athlète 4	291	283	290	290	288.5	291
Athlète 2	308	347	350	316	330.25	350
Athlète 8	215	185	176	189	191.25	215

3.3.2 Test d'accélération au départ

Suite au test de force maximale statique, une seconde validation de la mesure de force maximale a été faite, mais cette fois en dynamique. Pour exécuter ce test, seul l'athlète le plus puissant (athlète 2) a été retenu.

Étant donnée la difficulté de mesurer la force en dynamique, l'accélération fut plutôt mesurée et la force estimée en utilisant la 2^{e} loi de Newton. Pour ce faire des marqueurs optoélectronique ont été placés sur le fauteuil. L'acquisition de la position des marqueurs était faite par un système d'acquisition Optotrak Certus de la compagnie NDI (Waterloo, Canada).

La consigne donnée à l'athlète était de pousser le plus vite et le plus fort possible pour deux poussées, le champ de vision du système Optotrak Certus permettant la capture sur une poussée complète seulement.

La Figure 3.5 montre une image prise lors du test de départ. On perçoit les marqueurs montés rigidement sur le châssis du fauteuil.

Figure 3.5 : Image de l'athlète 2 prise par une caméra haute vitesse lors du test d'accélération de départ.

La fréquence d'acquisition de déplacement était de 100Hz. Les données de position ont été filtrées avec un filtre Butterworth de 4^{e} ordre sans décalage de phase fixé à 15Hz après une analyse du spectre de puissance. La méthode de dérivation était ensuite une méthode centrée à 3 points [34].

Tout comme dans le test statique, on remarque qu'il y a de la variabilité de l'ordre de 33% entre le minimum et le maximum de force estimé (Tableau 3.6). Les forces moyenne et maximale sont aussi dans le même ordre de grandeur que pour le test statique.

Tableau 3.6 : Tableau de vitesse et accélération maximales sur la première poussée pour l'athlète 2

Essais #	Vitesse maximale (m/s)	Accélération maximale (m/s2)	Force maximale (N)
1	2.04	4.32	298
2	2.14	5.73	395
3	1.92	4.86	335
Moyenne	2.03	4.97	343

Cette mesure vient donc confirmer que le test statique est une bonne approximation de la force maximale que produit l'athlète lors de la poussée.

3.4 Modèle de production de puissance

Comme la force développée par l'athlète a été mesurée dans les tests précédents seulement à vitesse nulle ou quasi nulle, il est nécessaire d'avoir une approximation de cette force en fonction de la vitesse. L'établissement d'un modèle pour estimer la force de poussée produite par un athlète dans le temps devrait permettre de faire une bonne évaluation des conditions d'utilisation.

3.4.1 Objectif

Connaitre les caractéristiques du cycle d'utilisation de l'unité de puissance requis pour l'ergomètre en fonction des diverses épreuves, afin que l'ergomètre puisse reproduire les conditions que l'on retrouve sur la piste.

3.4.2 Composantes du modèle

Le modèle s'appuie sur quelques hypothèses :

- Les diagrammes des corps libres de la Figure 3.6 sont posés pour les phases de poussée et de recouvrement, où F_A représente la force nette appliquée par le sol sur l'ensemble athlète-fauteuil, F_R représente la force de résistance au roulement due au frottement, F_D représente la trainée aérodynamique et F_I la force inertielle lors de l'accélération et de la décélération (a en m/s^2), respectivement.

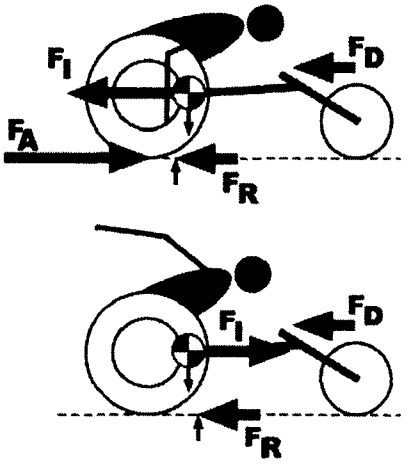


Figure 3.6 : Diagramme des corps libres des phases de poussée (haut) et de recouvrement (bas).
Source : Fuss [36].

- L'équation différentielle à résoudre est donc :

$$\sum F = Ma, \text{ et par substitution} \tag{3.1}$$

$$F_A - F_R - F_D = Ma$$

$$ou\ F_A - F_R - F_D = F_I \text{ selon le diagramme de la Figure 3.6.}$$

- Les muscles des membres supérieurs de l'athlète produisent une force de propulsion ($F_p = -F_A$) qui est soumise à l'influence de la vitesse (F_{pv}) et à l'influence de la position angulaire de la main sur la roue ($F_{p\theta}$). La force de propulsion totale (F_p) est donc :

$$F_p = -F_{pv} * F_{p\theta}, \text{ durant la poussée} \tag{3.2}$$
$$F_p = 0, \text{ durant la récupération}$$

- La courbe force-vitesse (F_{pv}) est approximée comme une simple droite (Figure 3.7) définie par la force maximale statique (F_{max} en N) et la vitesse maximale pour laquelle les membres supérieurs de l'athlète ne sont plus capables de produire un travail positif (V_{max} en m/s). La force statique maximale a été mesurée expérimentalement selon le protocole de test de force statique présenté à la section 3.3. La vitesse maximale est une approximation qui a été faite selon la perception de l'athlète de la vitesse maximale où il peut suivre le mouvement du cerceau sans l'accélérer ou le ralentir :

$$F_{pv} = F_{\max} - \frac{F_{\max}}{V_{\max}} v \tag{3.3}$$

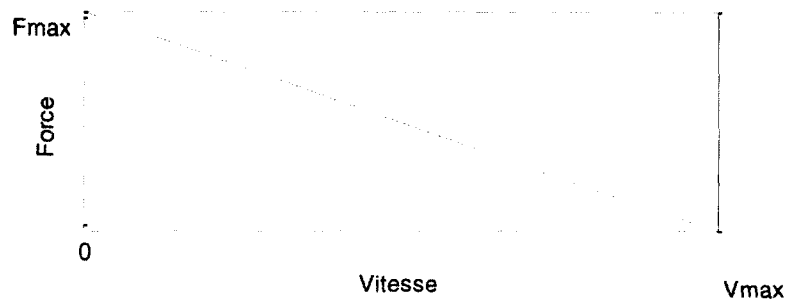


Figure 3.7 : Courbe de la force de propulsion (F_{pv}) en fonction de la vitesse de déplacement.

- La force de propulsion est soumise à l'influence de la position de la main de l'athlète sur le cerceau ($F_{p\theta}$) selon une courbe tension-longueur comme présenté par Winter [34]. Cette courbe de tension-longueur passe par un maximum (100% de $F_{p\theta}$ au point 2, Figure 3.8) situé entre le point de contact au début de la poussée (point 1) et le point de désengagement à la fin de la poussée (point 3). Pour modéliser cette variation de force en fonction de la position angulaire sur le cerceau ($F_{p\theta}$), une simple fonction sinusoïdale est utilisée (Figure 3.9).

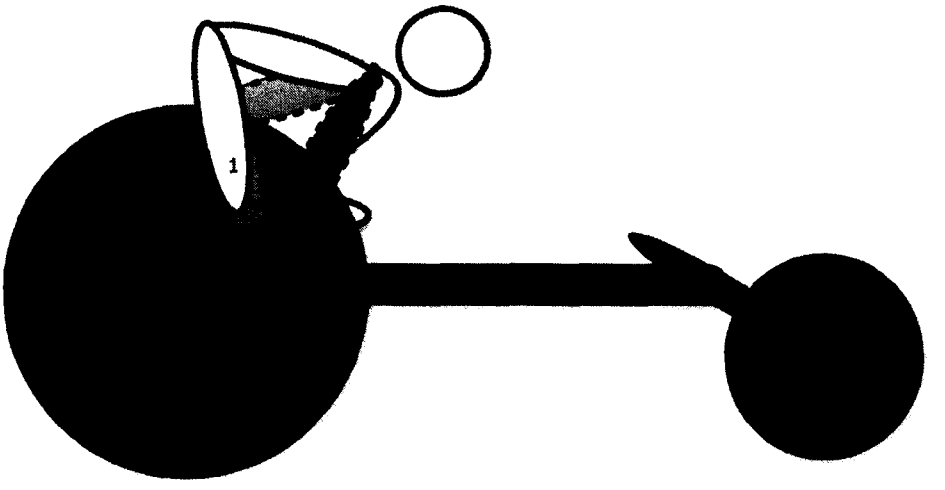


Figure 3.8 : Positions d'application de la force, (1) point de contact au début de la poussée, (2) force maximale, (3) désengagement à la fin de la poussée.

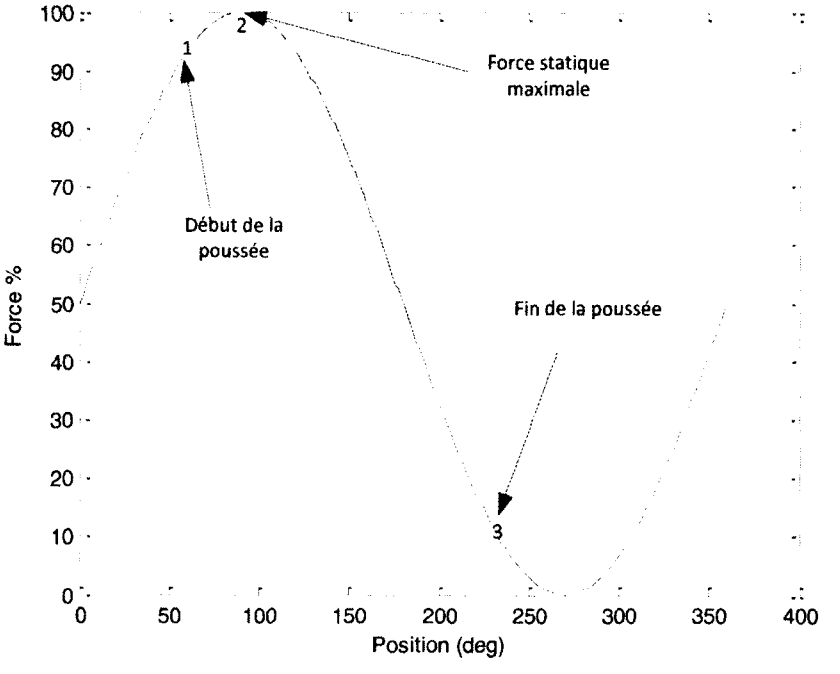


Figure 3.9 : Pourcentage de la force maximale en fonction de la position.

- L'amplitude angulaire de la poussée (θ_{push}) est constante sur toute la plage de vitesse.
- Le temps de recouvrement (T_{rec}) est constant.
- La fatigue de l'athlète n'est pas considérée (hypothèse conservatrice).

- La force de roulement est définie comme :

$$F_R = \mu_R Mg + k_f Mgv^2 \tag{3.4}$$

où $\mu_R = 0.01$ et $k_f = 5x10^{-6}\frac{s^2}{m^2}$ tel qu'utilisé par Fuss [36], et où m représente la masse de l'athlète et du fauteuil en kg, $g = 9.81\text{m/s}^2$ représente l'accélération gravitationnelle et v est la vitesse de l'ensemble athlète-fauteuil en m/s.

- La force aérodynamique est modélisée selon :

$$F_D = \frac{1}{2}\rho v^2 C_d A \tag{3.5}$$

avec $\rho = 1.23\frac{kg}{m^3}$ tel qu'utilisé par Fuss [36], $C_dA = 0.21\text{m}^2$ à 0.23m^2 selon des essais effectués en soufflerie avec les athlètes à l'Institut de recherche aérospatiale du CNRC (CNRC, Ottawa, ON). La valeur de C_dA retenue correspond à la valeur moyenne pour des vitesses variant entre 20 et 40km/h pour les positions de bras hauts et bas de l'athlète testé.

- La masse M est la masse de l'ensemble athlète et fauteuil. L'ergomètre possède aussi une inertie qui équivaut à une masse équivalente (M_{eq}) différente de M.
- La force (F_E) que devra produire l'unité de puissance de l'ergomètre afin de simuler les conditions sur la piste est donc égale à la sommation des forces dissipatives et de la compensation de la force inertielle :

$$F_E = F_D + F_R + (M - M_{eq})a \tag{3.6}$$

et la puissance nette (P_E) développée par l'unité de puissance de l'ergomètre est :

$$P_E = F_E * v \tag{3.7}$$

3.4.3 Variables d'entrées et de sorties

Pour définir les variables d'entrées, il faut d'abord choisir un athlète. L'athlète le plus puissant du groupe a été retenu, car c'est lui qui définira la plage supérieure des spécifications de l'unité de puissance de l'ergomètre. Les variables d'entrées sont présentées au Tableau 3.7.

Tableau 3.7 : Description et valeurs utilisées dans le modèle pour l'athlète le plus puissant.

Symbole	Description	Valeur	Source
D_{roue}	Diamètre de la roue du fauteuil	0.67 m	Mesure
F_{max}	Force statique maximale	400 N	Mesure (Section 3.3), arrondie à la valeur supérieure
M_A	Masse de l'athlète	61 kg	Mesure
M_f	Masse du fauteuil	10 kg	Mesure
M	Masse de l'athlète et du fauteuil	71 kg	$M_A + M_f$
M_{eq}	Masse équivalente de l'ergomètre	48 kg	Évaluation
V_{max}	Vitesse maximale de l'athlète où ce dernier peut suivre le cerceau sans l'accélérer ou le ralentir	45 km/h	Estimation selon la perception de l'athlète
θ_{avance}	Angle au point de contact au début de la poussée lors du pic de force	45 degrés	Estimation vidéo
θ_{push}	Amplitude angulaire de la poussée	170 degrés	Estimation vidéo
T_{rec}	Temps de recouvrement	0.4 seconde	Wang [16] + estimation vidéo

Notons que D_{roue} est utilisé pour convertir le déplacement angulaire de la roue en déplacement linéaire de l'ensemble athlète-fauteuil. Aussi la masse équivalente du système a été calculée sur la base qu'aucune correction ne serait faite pour la plus petite personne ciblée avec son fauteuil. Cette plus petite personne correspond à une femme du 3^e percentile (48.13 kg) selon Gordon et al. [37]. Une correction de 0.9 s'applique ensuite pour simuler la paraplégie telle que déterminée par Spungen et al. [38] pour une masse arrondie de 43 kg. Un fauteuil minimaliste de 5 kg est ajouté pour une somme totale de 48 kg.

La fonction utilisée pour résoudre l'équation différentielle était la fonction ODE45 de Matlab. On a imposé comme condition d'avoir la position initiale ainsi que la vitesse initiale à zéro et un incrément maximal de 0.01 seconde pour la résolution des équations. Les variables de

sorties sont la position et la vitesse en fonction du temps. On peut ensuite calculer d'autres variables telles la force et la puissance à produire par l'unité de puissance de l'ergomètre.

3.4.4 Résultats et discussions

La Figure 3.10 illustre la superposition des résultats obtenus suite à une mesure sur piste (voir section 3.2) et à la modélisation pour l'athlète sélectionné.

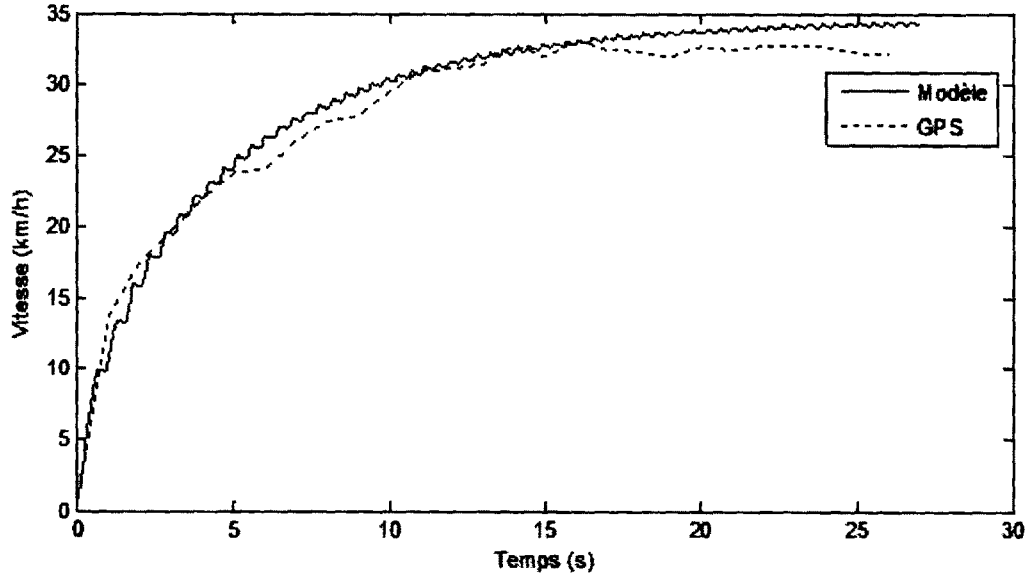


Figure 3.10 : Profils de vitesse obtenus par modélisation et par mesure expérimentale (GPS) pour une course de 200m.

En regardant la Figure 3.10, on constate que les profils de vitesse obtenus par modélisation et par mesure GPS ont une tendance similaire. Le modèle n'inclut pas la fatigue et on remarque un détachement des courbes après 16 secondes. Puisque l'objectif est ici de permettre la sélection d'une unité de puissance, le modèle nous place dans une situation conservatrice qui est acceptable.

Comme le modèle montre les « dents de scie » dans le profil de vitesse propre au mouvement cyclique de la poussée, il nous permet également d'estimer la force instantanée et la puissance nette à produire par l'unité de puissance de l'ergomètre tel qu'illustré à la Figure 3.11 et à la Figure 3.12.

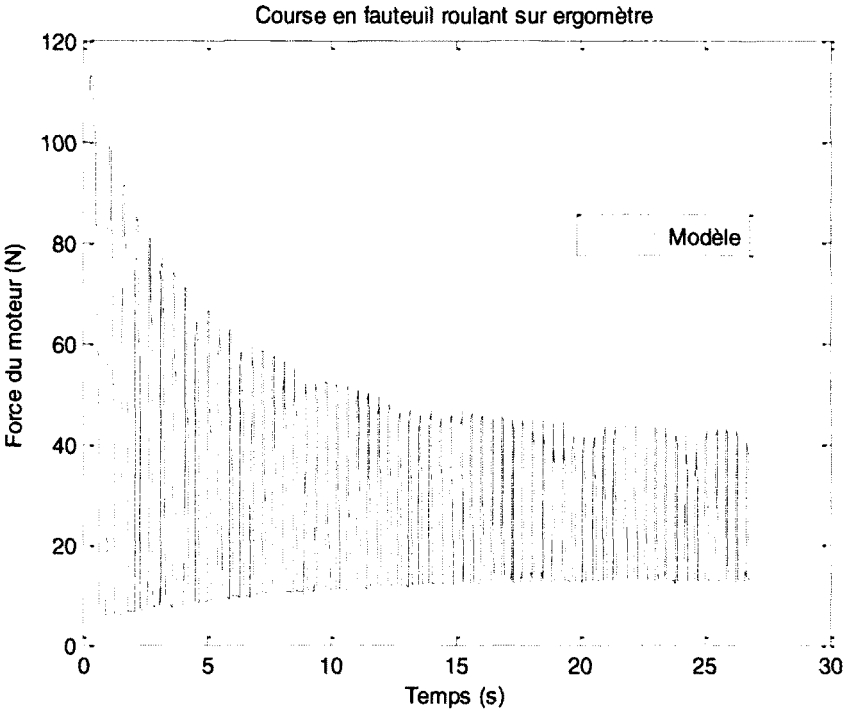


Figure 3.11 : Force instantanée qu'aura à produire l'unité de puissance en fonction du temps pour simuler réalistement les conditions de course d'un 200m.

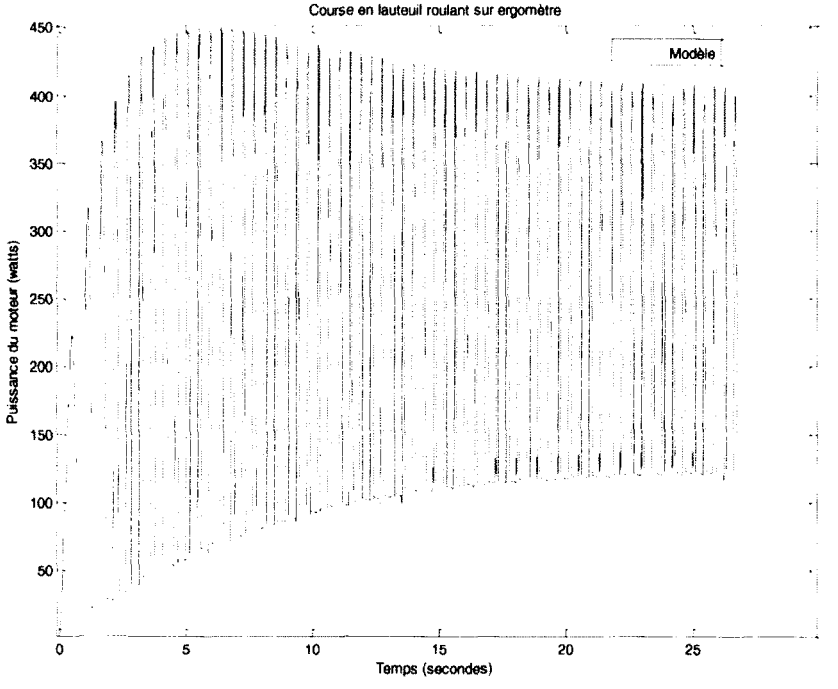


Figure 3.12 : Puissance nette développée par l'unité de puissance en fonction du temps obtenu par modélisation d'une épreuve de 200m.

Avec ce modèle, on peut facilement varier la longueur de l'épreuve. Comme la fatigue n'est pas modélisée, les résultats pour les épreuves de longue distance seront erronés, mais ils demeurent conservateurs. En variant le temps d'épreuve de 27 secondes (similaire à un 200m) jusqu'à 800 secondes (similaire à un 5000m) on peut ainsi retenir les caractéristiques suivantes qui influenceront la sélection de l'unité de puissance pour l'ergomètre :

Tableau 3.8 : Spécifications minimales pour la sélection de l'unité de puissance.

Symbole	Description	Valeur
V_{Emax}	Vitesse maximale instantanée atteinte	34.8km/h
F_{Emax}	Force maximale instantanée atteinte	114N
P_{Emax}	Puissance maximale instantanée atteinte	450Watts
V_{PEmax}	Vitesse à la puissance maximale	25km/h
P_{Emoy}	Puissance moyenne	171 à 185Watts
P_{Erms}	Puissance RMS (root mean square)	210Watts

De plus, l'utilisation de ce modèle peut aussi être étendue par une analyse de sensibilité des paramètres qui influencent la performance de la course comme la variation de masse, tel qu'effectuée par Fuss [36], l'amélioration de la trainée aérodynamique, etc... Cependant, pour établir les spécifications de l'ergomètre, la modélisation ci-dessus est suffisante.

CHAPITRE 4
ANALYSE DES BESOINS, ANALYSE FONCTIONNELLE ET CAHIER DES CHARGES FONCTIONNEL

Ce chapitre décrit la démarche qui a conduit à la production du cahier des charges fonctionnel (CdCF). La procédure suit la méthodologie de conception du département de génie mécanique de l'Université de Sherbrooke [39].

4.1 Analyse des besoins

La réalité du projet de recherche et développement « Sur la piste de la performance » fait en sorte que les athlètes et les chercheurs n'avaient pas en début de projet l'expérience avec un tel système. Les besoins énoncés étaient alors moins précis et l'importance de ces derniers a été pondérée au fur et à mesure que le projet a évolué.

La première source d'information pour la recherche de besoins provient de la revue de littérature. Entre autres, Vanlandewijck et al. [2] expliquent les requis pour l'analyse du mouvement sur un ergomètre. Une autre référence importante est l'article de Niesing [22] où la description des caractéristiques de conception d'un simulateur de fauteuils a fortement influencé la définition des besoins.

Pour compléter la recherche, des séances de discussions avec l'équipe du projet ainsi que des consultations auprès des athlètes et de l'entraineur ont été menées. Le Tableau 4.1 fait donc suite à la recension des besoins, à l'élimination des besoins jugés moins pertinents et au regroupement par affinité des besoins. Il est a noté que le besoin « B13 - Mesure de l'asymétrie de poussée (gauche-droite) » a été initialement répertorié, mais retiré en cours de projet à la faveur du projet de maîtrise sur l'acquisition de données en fauteuil roulant de course.

Tableau 4.1 : Listes des besoins par affinité.

B1	Mesurer la puissance et la force de poussée
~~B13~~	~~Mesure de l'asymétrie de poussée (gauche-droite)~~
B21	Bonne précision de mesure (<1%)
B22	Mesure la puissance / énergie transférée à l'impact
B2	Simuler réalistement des courses sur piste
B23	L'utilisateur perçoit un système fluide, non saccadé
B31	Permettre l'effet « wheely »
B34	Prendre compte de l'aérodynamisme
B35	Prendre compte de la résistance de roulement
B36	Avoir la bonne inertie et la bonne impédance mécanique
B15	Système évolutif pour la recherche
B3	Contrôler les conditions de test
B9	Pouvoir intégrer des systèmes de mesure externes (NDI, EMG, vidéo...)
B14	Donne une rétroaction en temps réel à l'athlète
B19	Utilise un système de contrôle standard pour la pérennité de l'équipement
B29	Le système accélère par lui-même jusqu'à une vitesse désirée
B5	Changer la configuration de position rapidement
B20	Avoir un fauteuil ajustable
B25	Ajustement de l'angulation de l'athlète
B26	Ajustement de la position antéro-postérieur de l'athlète
B27	Ajustement l'angle de carrossage des roues
B28	Ajustement de la hauteur de l'athlète
	Convivial pour l'utilisateur
B7	Accessible aux athlètes
B4	Recevoir le fauteuil actuel des athlètes
B30	Enregistrement des données sur disque
B33	Interface utilisateur conviviale
	Convient au contexte du labo PERSEUS
B6	Entre dans le labo
B11	Fabricable à l'Université de Sherbrooke
B12	Respecte le budget de 40k$
B16	Utilise l'alimentation électrique du labo
B17	Utilise un maximum de pièces standard
B18	Facile d'entretien
B24	Déplaçable dans le labo

4.2 Analyse fonctionnelle

Afin de s'assurer que la conception de l'ergomètre et du fauteuil configurable réponde aux besoins énumérés plus tôt, ces derniers ont été transformés en fonction que le produit doit réaliser. Par la suite, la méthode SAFE [39], par laquelle on analyse les séquences d'utilisation du produit, a été appliquée pour compléter les fonctions. Les séquences d'utilisations retenues sont :

- Essais de caractérisation de type « All out » [30] ou « Wingate » [31];
- Essais d'optimisation du positionnement similaires à ceux de Masse et al. [1];
- Simulation de course sur piste.

La Figure 4.1 présente l'arbre fonctionnel pour la conception de l'ergomètre et du fauteuil configurable résultant de cette démarche.

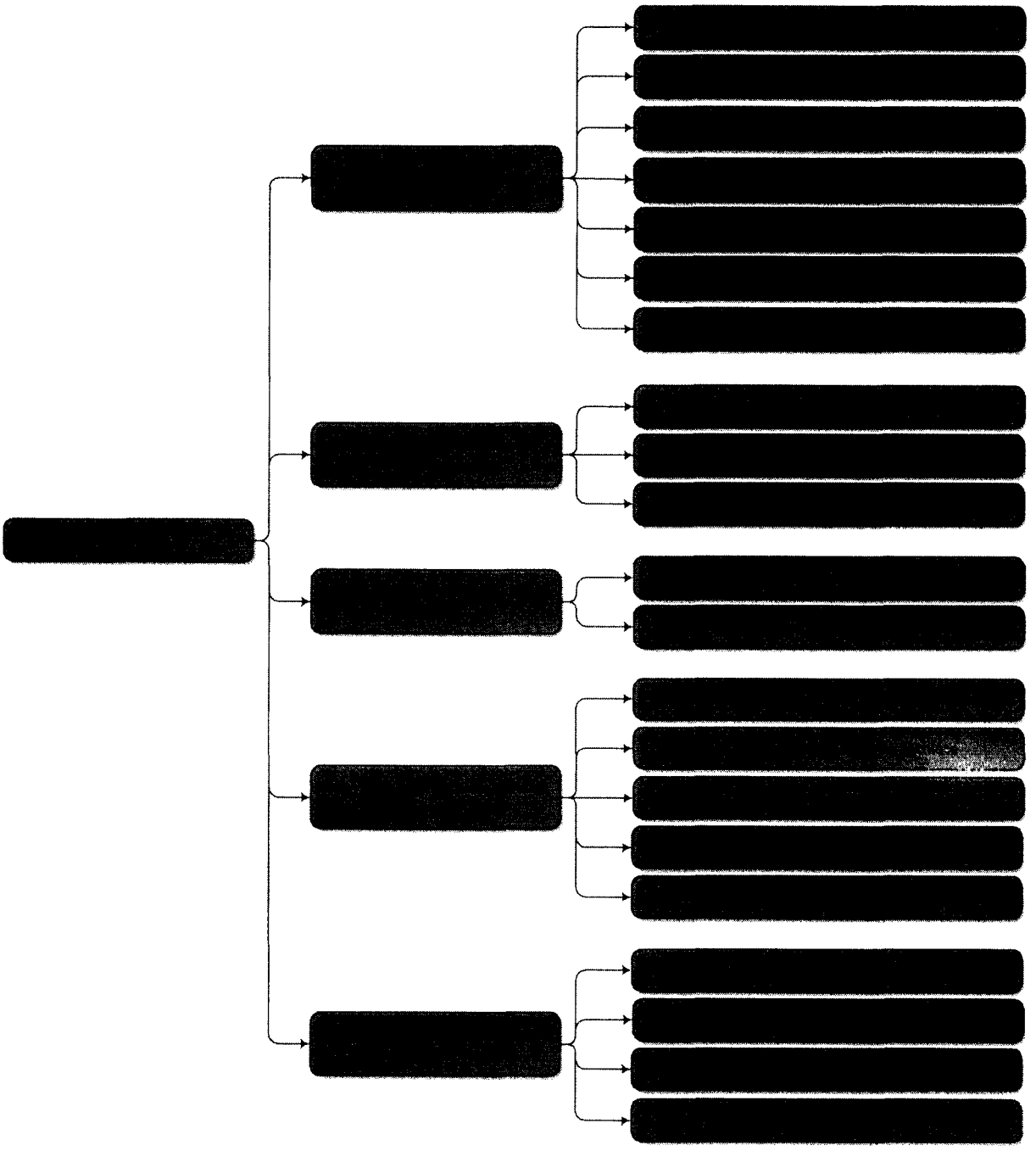


Figure 4.1 : Arbre fonctionnel pour la conception d'un ergomètre et d'un fauteuil configurable pour l'évaluation des performances en fauteuil roulant de course.

Les fonctions de 2^{e} ordre de l'arbre fonctionnel font ressortir les sous-systèmes de l'ergomètre, qui inclut d'ailleurs le fauteuil configurable. On distingue donc 5 sous-systèmes principaux soient :

- Système à rouleaux asservis de l'ergomètre (F38);
- Système d'acquisition de l'ergomètre (F2);
- Structure de l'ergomètre (F39);
- Structure du fauteuil configurable (F42);
- Interface usager de l'ergomètre (F13).

4.3 Cahier des charges fonctionnel

L'analyse fonctionnelle est suivie par l'élaboration du cahier des charges fonctionnel (CdCF) dans lequel on traduit les fonctions en spécifications d'ingénierie. Ce tableau est présenté à l'annexe B.

CHAPITRE 5

CONCEPTION

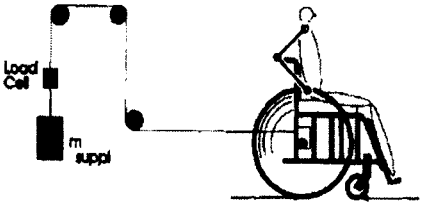
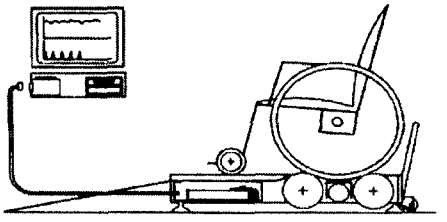
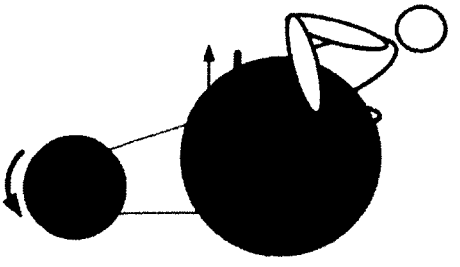
Ce chapitre décrit les concepts retenus pour le système global et chaque sous-système selon l'arbre fonctionnel défini au Chapitre 4. Les sous-systèmes ne sont pas complètement indépendants, c'est pourquoi on retrouvera des références croisées entre les sous-systèmes. Les choix de conception sont faits de manière à répondre au cahier des charges fonctionnel, lequel reflète les besoins des clients.

Il ne s'agit donc pas d'un manuel d'utilisation ou d'un guide de dépannage. On retrouvera cependant à l'Annexe C tous les plans de détails (mécaniques et électriques). Puisque la programmation a été faite avec le langage Labview de National Instruments et qu'il est difficile de présenter ce code dans un document papier, l'annexe D présente un schéma général de l'architecture informatique et les références pour retrouver les fichiers sur le réseau du groupe PERSEUS.

5.1 Montage général

La fonction principale du système est d'évaluer les performances d'athlètes en fauteuil roulant (F1). Il importe ici de revenir brièvement sur ce que la littérature propose. Le Tableau 5.1 présente les trois approches typiquement utilisées en laboratoire pour évaluer la performance des athlètes.

Tableau 5.1 : Trois façons typiques utilisées en laboratoire pour évaluer la performance des athlètes.

Description	Schéma
Montage sur tapis roulant avec force de retenue arrière [13]	
Montage à rouleaux d'inertie simple ou double (double illustré) avec unité de freinage [23]	
Simulateur de fauteuil avec roue d'inertie et servomoteur [22]	

Le Tableau 5.2 montre une évaluation de la capacité à répondre aux fonctions de 2^{e} ordre de l'arbre fonctionnel pour les montages répertoriés dans la littérature. Cette évaluation est faite en utilisant une matrice de Pugh tel qu'enseigné dans le cours de méthodologie de conception [39].

Tableau 5.2 : Évaluation de la capacité à répondre aux fonctions de 2e ordre de l'arbre fonctionnel pour les montages répertoriés dans la littérature.

Système	Fonction				
	F38 - Simuler l'impédance mécanique dans différentes conditions d'utilisation	F2 - Mesurer la puissance de poussée	F39 - Supporter l'athlète dans son fauteuil	F42 - Supporter l'athlète dans un fauteuil configurable	F13 - Interagir avec les utilisateurs et les systèmes externes
Tapis roulant	+	=	+	-	=
Rouleaux d'inertie					
• Rouleaux libres	-	=	+	-	-
• Rouleaux avec freins	=	+	+	-	=
• Rouleaux avec moteur	+	+	+	-	+
Simulateur de fauteuil	+	+	-	+	+

+ bonne, = moyenne, - mauvaise

Il est important de noter que le tapis roulant comporte aussi des lacunes importantes au niveau de la sécurité qui ne sont pas mise en évidence dans le Tableau 5.2.

Le concept général retenu et illustré à la Figure 5.1 est un hybride entre le système à rouleaux d'inertie avec moteur et le simulateur de fauteuil. Il s'agit donc d'un système à rouleaux motorisé qui peut accueillir un fauteuil typique ou un fauteuil configurable pour en tirer les avantages des deux systèmes. On y distingue les cinq sous-systèmes principaux soient :

- Système à rouleaux asservis de l'ergomètre (F38);
- Système d'acquisition de l'ergomètre (F2);
- Structure de l'ergomètre (F39);
- Structure du fauteuil configurable (F42);
- Interface usager de l'ergomètre (F13).

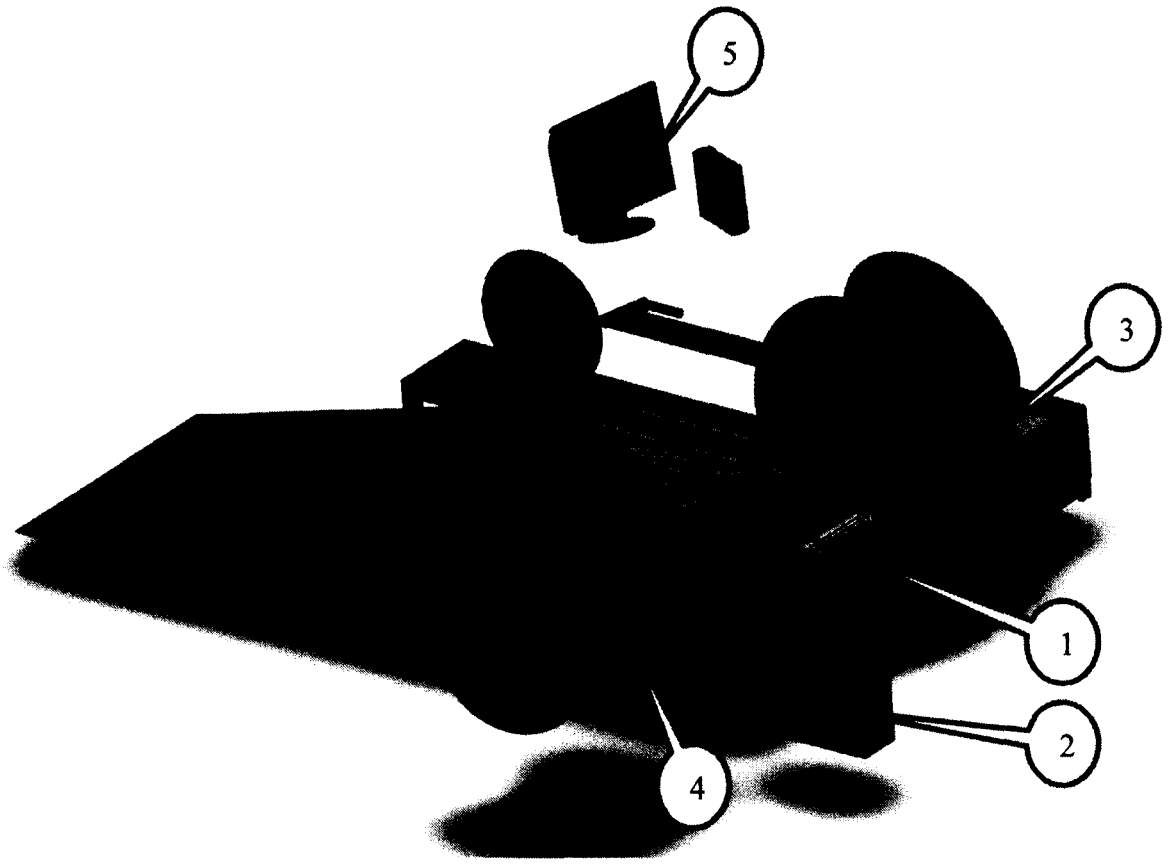


Figure 5.1 : Schéma général de l'ergomètre et de ses sous-systèmes.
1 - Système à rouleaux asservis de l'ergomètre, 2 - Système d'acquisition de l'ergomètre, 3 - Structure de l'ergomètre, 4 - Structure du fauteuil configurable et 5 - Interface usager de l'ergomètre. Les plateformes d'accès en bois sont également illustrées.

La Figure 5.1 montre un fauteuil typique d'un athlète retenu par la structure de l'ergomètre (3) sur le système à rouleaux asservis qui simule l'impédance mécanique (1). Le fauteuil de piste peut être remplacé par un fauteuil configurable (4) qui sera présenté plus loin. Le concept respecte donc le besoin de recevoir à la fois le fauteuil de l'athlète et un fauteuil configurable. Ce point est d'ailleurs un élément d'innovation important du système.

Un système d'acquisition (2) assure la mesure de la puissance nette transférée à chaque poussée et ce à haute cadence. Un ordinateur (5) vient compléter le montage pour interagir avec les utilisateurs, athlètes ou responsable des essais et les systèmes externes.

Il est à noter que les plateformes d'accès en bois, quoique nécessaires pour accéder au fauteuil installé sur l'ergomètre (F26), ne font pas partie des sous-systèmes détaillés ici, car elles ont été aménagées en fonction de l'espace disponible au labo une fois le montage complété. Elles

ont été retirées du système étant donnée la simplicité de réalisation et le faible d'impact sur les fonctionnalités du système. Le résultat final est illustré à la Figure 5.2.

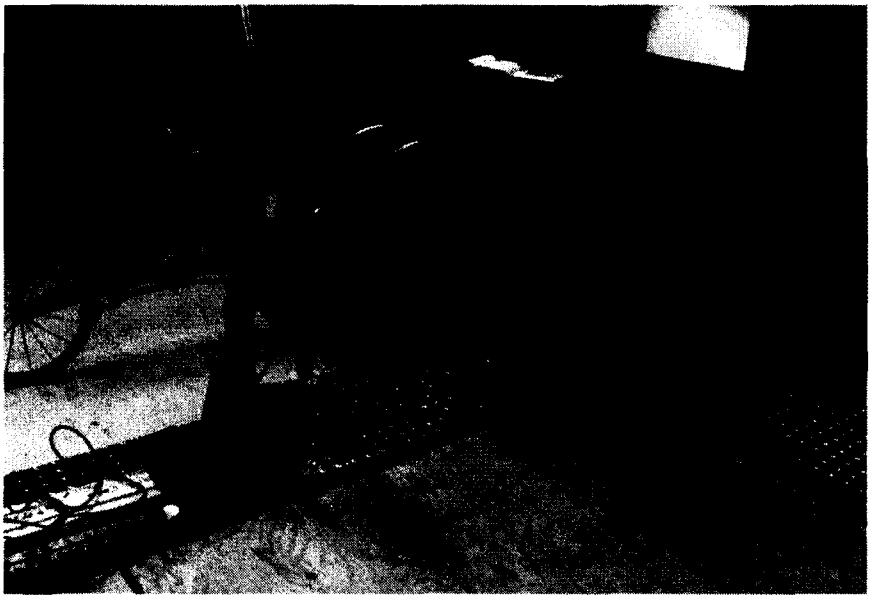


Figure 5.2 : Ergomètre et fauteuil configurable, montage actuel.

Le concept répond à la fonction primaire du système (F1), évaluer la performance d'athlètes en fauteuil roulant. Il rencontre également les spécifications associées à cette fonction, S1.1 (catégories d'athlète qu'il peut accueillir) et S1.3 (simulation de course). Il ne rencontre cependant pas la spécification S1.2 (vitesse de course) avec une vitesse maximale mesurable de 43 km/h. La limitation provient de la bande passante de transmission des pulses de l'encodeur. Cependant, cette valeur est jugée suffisante pour les besoins actuels.

Une description de chaque sous-système suit dans les prochaines sections.

5.2 Système à rouleaux asservis de l'ergomètre : F38 - Simuler l'impédance mécanique dans différentes conditions d'utilisation

La sélection de concept de ce sous-système est importante car elle a de l'influence sur presque tous les autres sous-systèmes. La section précédente a d'ailleurs annoncé la nature du concept retenu.

Les rouleaux (1) sont couplés directement via un accouplement flexible (2) à un servomoteur contrôlé (3) permettant non seulement de s'opposer au mouvement, mais également de l'aider selon le type d'essai à exécuter (Figure 5.3). Un encodeur optique à haute résolution (4) donne une rétroaction de la position des rouleaux. Un châssis (5) en aluminium extrudé supporte les composantes entre elles.

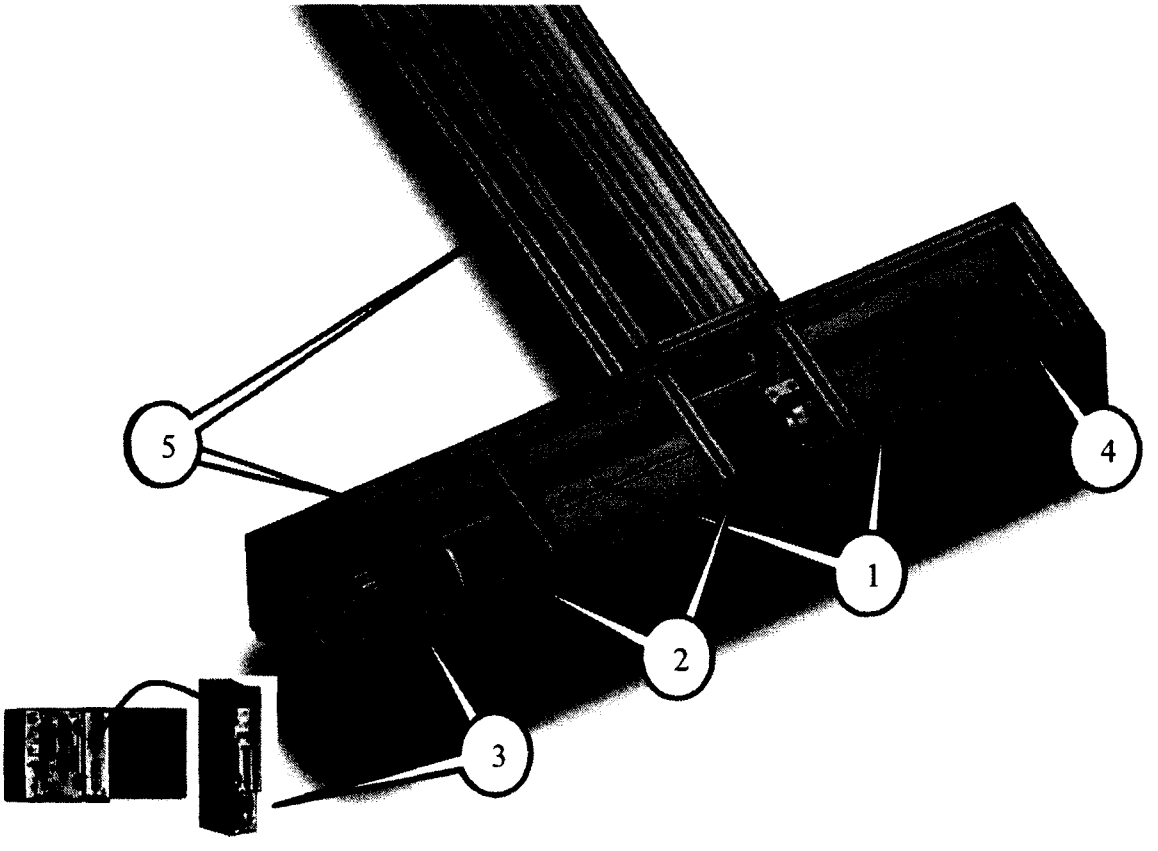


Figure 5.3 : Concept du système à rouleaux asservis de l'ergomètre.
1 - Rouleaux d'inertie, 2 - Accouplement, 3 - Motorisation (moteur, unité de puissance et contrôleur), 4 - Encodeur optique, 5 - Châssis.

Le détail des composantes est le suivant :

1. Rouleaux fabriqués sur mesures, diamètre de 10.625 pouces.
2. Accouplement flexible BK2-300, de R+W Coupling Technolgy (Bensenville, IL)
3. Moteur AKM-54H de Kollmorgen (Radford, VA) et amplificateur de puissance AKD-00606, contrôleur Compact RIO 9022 de National Instruments (Austin, TX) et module d'interface pour l'unité de puissance NI9514.
4. Encodeur optique DFS60 262 144 pulses par tour (en quadrature) de Sick (Waldkirch, Allemagne).

Rappelons les sous-fonctions auxquelles le sous-système doit répondre :

- F6 - Reproduire l'inertie du système athlète-fauteuil
- F9 - Reproduire les forces aérodynamiques
- F10 - Reproduire la résistance au roulement sur piste
- F41 - Compenser le frottement interne du système
- F40 - Résister ou aider le mouvement
- F7 - Commander le moteur fluidement
- F8 - Permettre l'effet « wheely »

Les fonctions F7 et F40 du système à rouleaux asservis de l'ergomètre sont libellées de telle sorte que le choix du moteur est obligatoire. C'est que suite à l'analyse des besoins, plusieurs avantages à l'utilisation d'une unité motrice sont apparus :

- Facilite la procédure de calibration.
- Permet un plus grand volume d'essais à haute vitesse en diminuant la fatigue de l'athlète associée à la phase d'accélération.
- Permet dans une 2^e phase du projet d'innover sur des méthodes d'entrainement en survitesse.

La Figure 5.4 présente schématiquement l'interaction et l'échange d'information entre les composantes ainsi que les traitements effectués.

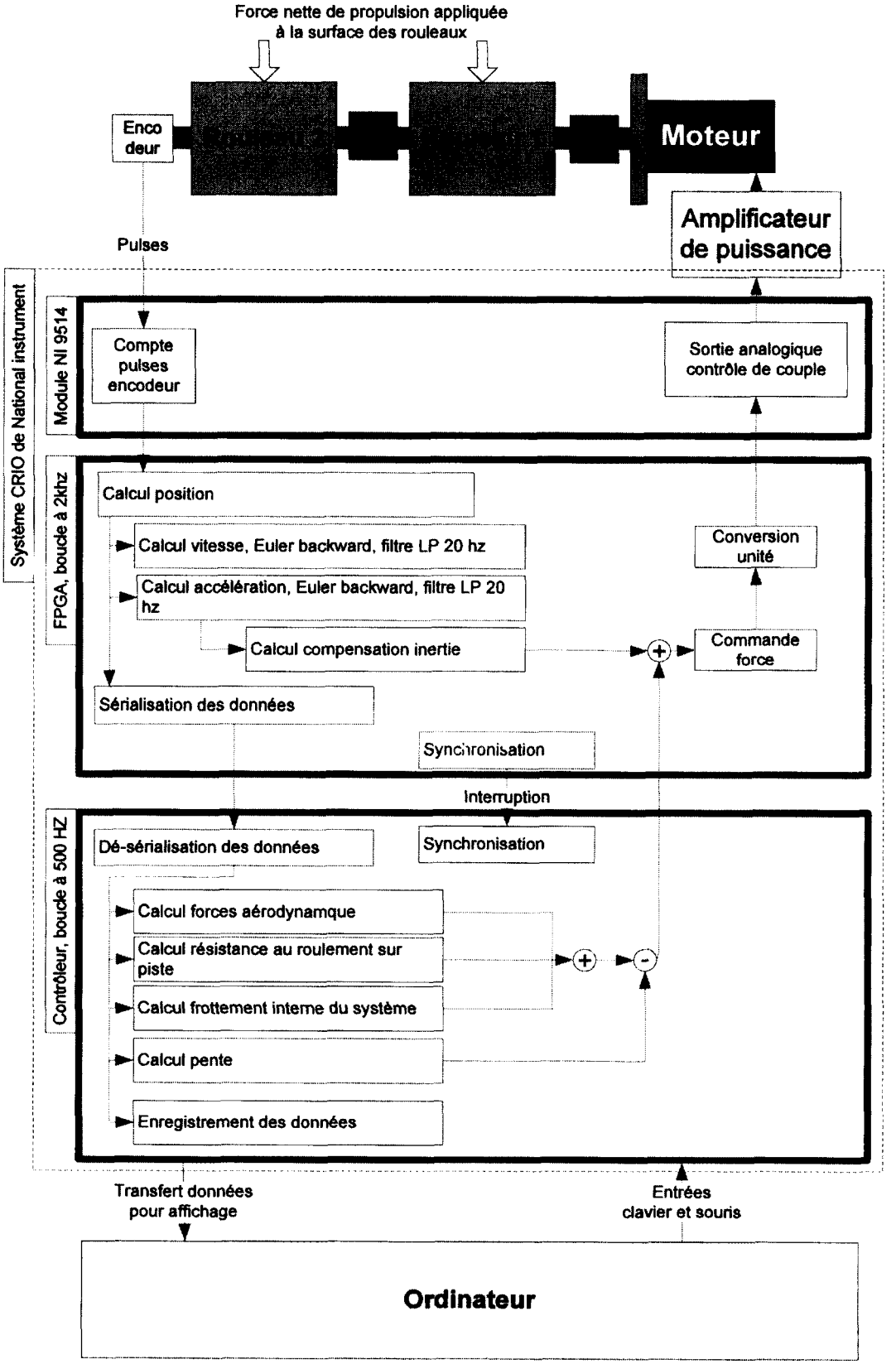


Figure 5.4 : Schéma d'interaction des composantes du système à rouleaux asservis de l'ergomètre.

Les prochaines sous-sections fournissent une explication des choix de concept pour répondre à chacune de ces sous-fonctions.

5.2.1 F6 - Reproduire l'inertie du système athlète-fauteuil

La majeure partie de la reproduction de l'inertie du système athlète-fauteuil provient de l'inertie rotationnelle de l'ensemble rouleaux, accouplement et moteur. Cette dernière représente une masse équivalente de 48kg se déplaçant en translation pour rencontrer la spécification S6. Pour ajuster l'inertie apparente des pièces en rotation à l'inertie réelle de l'ensemble athlète-fauteuil, la boucle de contrôle du FPGA à 2kHz ajuste le couple produit par la motorisation en fonction de l'accélération du rouleau selon l'équation suivante :

$$F_{EI} = (M - M_{eq})a \tag{5.1}$$

Avec M défini dans les paramètres de l'athlète et de son fauteuil en kg, M_{eq} défini dans les paramètres du système en kg et a en m/s^2 calculés avec la dérivée seconde de la position selon la méthode d'Euler « backward » à 5 points [40] suite à un filtre Butterworth à 20Hz de 4^e ordre sans décalage de phase. La fréquence de coupure a été établie suite à l'analyse spectrale de la puissance avec minimalement 95% de la puissance sous la valeur de coupure.

Cette force peut être positive ou négative (aider ou résister au mouvement). Selon l'option choisie dans les paramètres du système, cette compensation peut également être activée ou non.

5.2.2 F9 - Reproduire les forces aérodynamiques

La reproduction des forces aérodynamique se fait selon l'équation suivante, similaire à celle présentée par Fuss [36] :

$$F_D = \frac{1}{2}\rho(v - V_v)^2 C_d A \tag{5.2}$$

Avec $\rho = 1.23\frac{kg}{m^3}$, v = vitesse instantanée en m/s calculée avec la dérivée de la position selon la méthode d'Euler « backward » à 5 points suite à un filtre Butterworth à 20Hz de 4^e ordre

sans décalage de phase, V_v = vitesse du vent en m/s et $C_dA = 0.21$ à 0.23m^2 selon les essais effectués en soufflerie avec les athlètes.

La valeur de F_D est calculée par le contrôleur du Compact RIO dans la boucle à 500Hz. La force résultante calculée est donc fonction de la vitesse. Cette force est sommée avec les autres forces calculées dans le contrôleur avant d'être transférée au FPGA. Comme le FPGA boucle à 2kHz alors que le contrôleur boucle 4 fois plus lentement, la dernière valeur de force transférée au FPGA sera dupliquée jusqu'à l'obtention d'une nouvelle valeur.

La force peut être positive ou négative (aider ou résister le mouvement) selon le signe de la soustraction $(v - V_v)$. Selon l'option choisie dans les paramètres du système, cette compensation peut également être activée ou non. Le calcul des forces aérodynamique respecte la spécification S9.

5.2.3 F10 - Reproduire la résistance au roulement sur piste

De façon similaire au modèle de production de puissance (Section 3.4), les forces de résistance au roulement sont modélisées comme :

$$F_R = \mu_R Mg + k_f Mgv^2 \tag{5.3}$$

où $\mu_R = 0.01$ et $k_f = 5x10^{-6}\frac{s^2}{m^2}$ tel qu'utilisé par Fuss [36], et où m représente la masse de l'athlète et du fauteuil en kg et $g = 9.81\text{m/s}^2$ représente l'accélération gravitationnelle. La masse est entrée dans les paramètres de l'athlète et de son fauteuil alors que les autres constantes sont dans les paramètres systèmes.

Comme la force aérodynamique, la valeur de F_R est calculée par le contrôleur du Compact RIO dans la boucle à 500Hz et est fonction de la vitesse. Elle est aussi sommée avant d'être transférée au FPGA. Cette force est positive. Selon l'option choisie dans les paramètres du système, cette compensation peut également être activée ou non. Lorsqu'activée cette compensation rencontre la spécification S10 sur la précision de la simulation de la force de frottement à condition d'avoir une configuration similaire à celle de l'étude de Fuss [36].

5.2.4 F41 - Compenser le frottement interne du système

Une procédure d'étalonnage a été établie pour connaitre le frottement interne du système en fonction de la vitesse. La procédure doit être simple et rapide, car elle est exécutée à chaque fois qu'un fauteuil y est monté puisque le frottement variera selon l'alignement obtenu, le type de pneus, la pression des pneus, le poids de l'athlète, etc. Cette procédure se distingue de la procédure de Digiovine et al. [27] car elle considère le frottement dans tout le montage, incluant le fauteuil.

Selon Lu et Khonsari [41], avec l'utilisation de roulements lubrifiés on peut s'attendre à une force de frottement variant selon la vitesse qui ressemble à la Figure 5.5. On constate qu'il y a typiquement deux points d'inflexion dans la courbe.

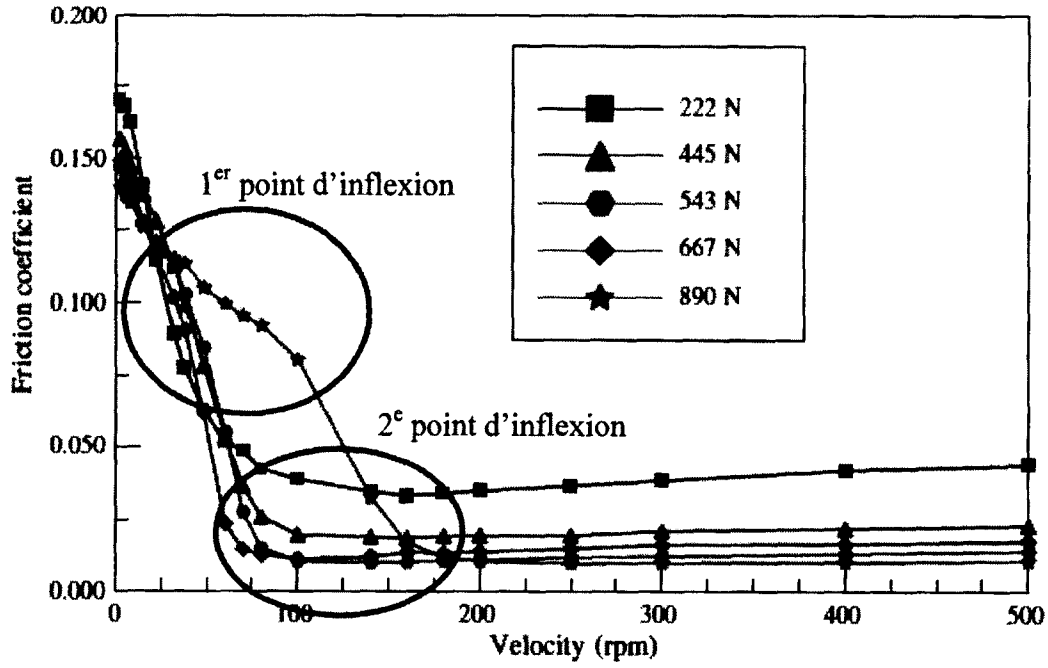


Figure 5.5 : Variation du coefficient de frottement en fonction de la vitesse sous différentes charges.
(huile SAE 5W30, température d'entrée 40° C), Lu et Khonsari [41].

Une fois que le fauteuil (régulier ou configurable) est installé sur l'ergomètre, l'athlète peut y prendre place. Une période d'échauffement des roulements de 10 minutes est nécessaire. Cette période sert typiquement d'échauffement pour l'athlète également.

La séquence d'étalonnage est la suivante :

- Informer l'athlète du début de la procédure. Ce dernier doit positionner ses bras de façon à ce qu'ils ne puissent en aucun moment toucher aux roues durant la procédure.
- Démarrer la séquence d'étalonnage en appuyant sur le bouton « Démarrer calibration » (Figure 5.6).

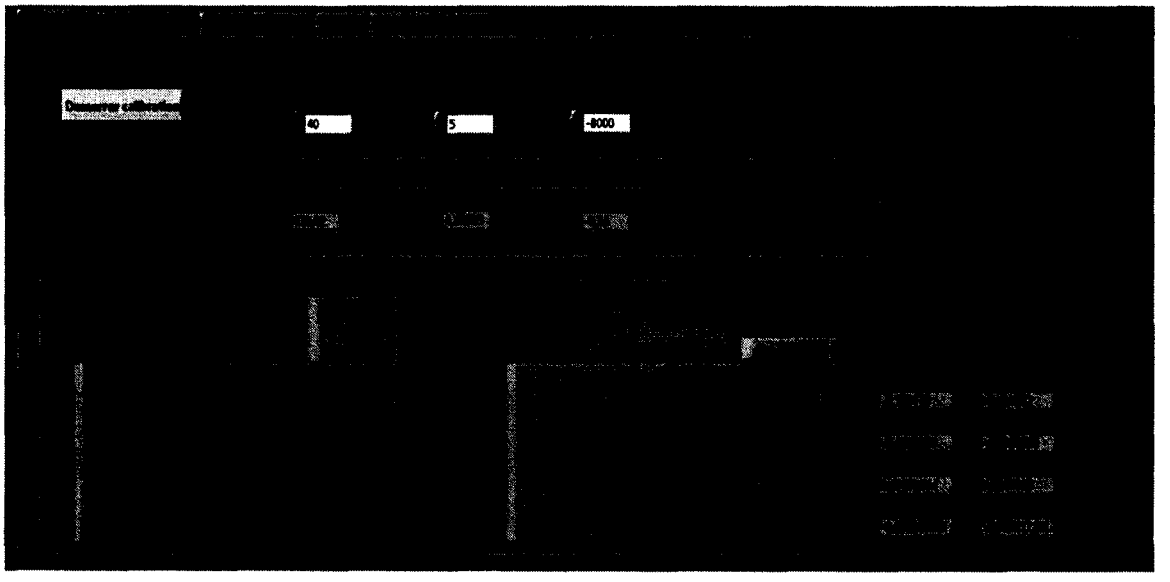


Figure 5.6 : Interface pour la séquence de calibration.

- La première phase est une accélération du système en appliquant un couple constant jusqu'à l'obtention de la valeur maximale de la plage de vitesse de calibration désirée.
- La deuxième phase est une décélération du système avec une consigne de couple à 0 jusqu'à la valeur minimale de la plage de vitesse de calibration désirée. Le système enregistre les données pendant cette phase (Figure 5.6, vitesse en fonction du temps).
- La force de frottement est calculée à partir de la décélération instantanée du système et l'inertie des éléments tournants (défini dans les paramètres du système).
- Un graphique de la force de frottement en fonction de la vitesse est déterminé. Une régression polynomiale d'ordre 3 est faite sur les points de la courbe et permet de définir

les coefficients du polynôme (P_0, P_1, P_2, P_3). À titre de vérification, l'interface (Figure 5.6) permet de comparer les valeurs des coefficients de la calibration précédente enregistrées dans le fichier de calibration et les nouvelles valeurs suite à la calibration. Afin de compenser pour le frottement interne du système, le contrôleur calcule le frottement à partir des nouveaux coefficients du polynôme enregistrés et de la vitesse instantanée selon l'équation polynomiale suivante :

$$F_{FrictionInterne} = P_0 + P_1 * v + P_2 v^2 + P_3 v^3 \tag{5.4}$$

$F_{FrictionInterne}$ est la force de frottement interne du système et est calculée par le contrôleur du Compact RIO dans la boucle à 500Hz. Elle est aussi sommée avant d'être transférée au FPGA. Cette force est positive. La procédure prend moins de 5 minutes pour respecter la spécification S41 sur le temps de calibration.

La vérification de cette fonctionnalité se fait en mode entrainement libre, où on retire l'application de toutes les autres forces compensées par le moteur. Comme il n'y a aucune force appliquée sauf la compensation du frottement interne, il ne doit y avoir aucune accélération (ou décélération) entre chaque poussée tel que démontrée à la Figure 5.7.

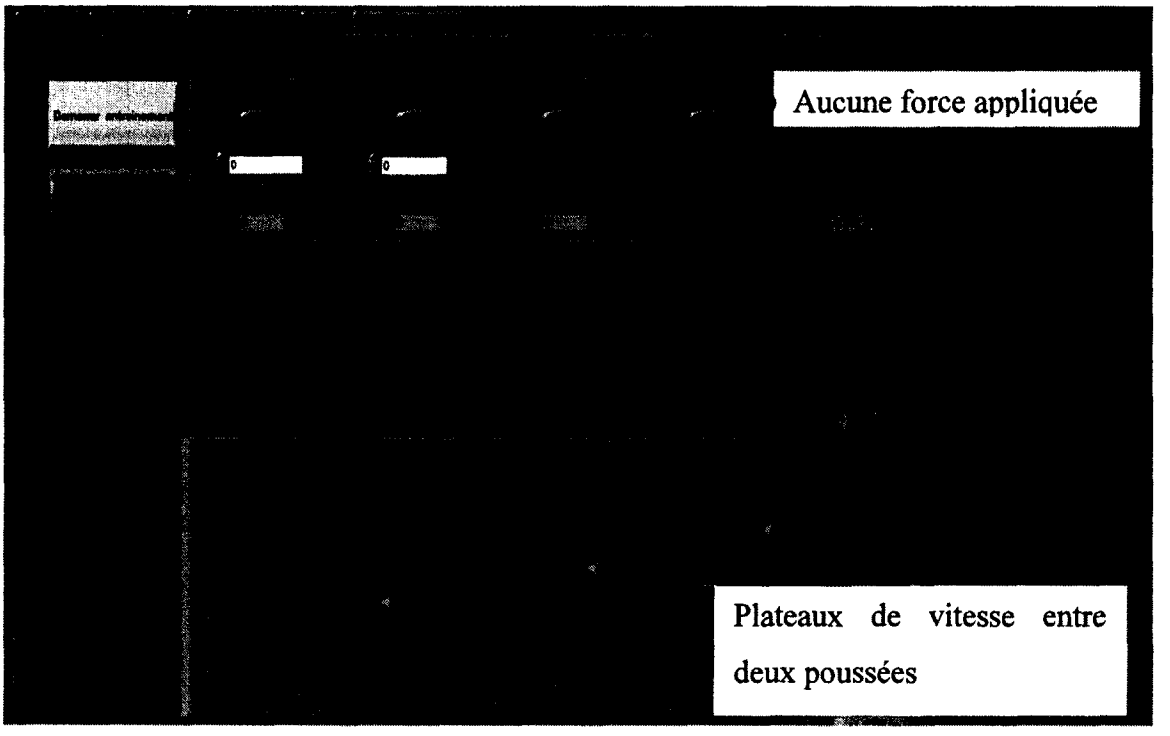


Figure 5.7 : Démonstration des plateaux de vitesse entre les poussées.
Lorsque l'athlète est en période de recouvrement, le moteur applique ici seulement la force de compensation du frottement.

5.2.5 F40 - Résister ou aider le mouvement

Cette fonction est appliquée automatiquement par les quatre fonctions précédentes. Elle apparait dans l'arbre fonctionnel pour mettre en évidence l'avantage d'utiliser une unité motrice, surtout pour éviter la fatigue lors des essais à haute vitesse.

Le moteur choisi répond aux spécifications S40.1, S40.2 et S40.3. Ces spécifications réfèrent à la force applicable à la surface des rouleaux et à la puissance du moteur.

5.2.6 F7 - Commander le moteur fluidement

Afin d'assurer une sensation sans secousse à l'athlète, la cadence de commande du moteur a été établie à la même fréquence que la fréquence d'acquisition du signal brut de position de l'encodeur. Comme Copper [24] utilise une fréquence d'acquisition de l'ordre de 1kHz pour leur étude exploratoire sur la poussée en fauteuil roulant et qu'il nous était possible avec les ressources du FPGA de monter facilement à 2kHz, nous avons opté pour cette fréquence pour

la boucle de contrôle et d'acquisition du FPGA. Cette fréquence excède largement la spécification S7 (commander le moteur fluidement).

5.2.7 F8 - Permettre l'effet « wheely »

Le système de simulation d'impédance à rouleau avec simple appui permet de simuler l'effet « wheely ». Avec un système de retenu situé sur l'axe de la roue qui ne bloque pas la rotation, la situation est similaire à la situation sur la piste. Une courroie limitant l'angle de rotation est toutefois ajoutée par mesure de sécurité. La spécification S8 (sur la rotation du fauteuil) est respectée sauf si la méthode d'attache de la courroie limite l'angle.

5.3 Système d'acquisition de l'ergomètre : F2 - Mesurer la puissance de poussée

Ce sous-système utilise les mêmes composantes que le système à rouleaux asservis de l'ergomètre. L'équation standard pour mesurer la puissance de poussée (F5) est $P = F * v$, où P est la puissance, F la force et v la vitesse produite par l'athlète. Dans notre cas, F est évalué en additionnant les forces résistives appliquées par l'ergomètre ($F_D + F_R$) et la force inertielle nécessaire pour accélérer les rouleaux ($F_I = Ma$), soit $F = F_D + F_R + Ma$.

En référant à la Figure 5.4, on note aussi un bloc qui indique que toutes les données sont enregistrées (F28) dans le contrôleur du Compact RIO lors d'un essai. Chaque fichier enregistré en format binaire contient les données brutes suivantes provenant du FPGA à 2kHz (S5) :

1. Position (pulses)
2. Vitesse (pulses/s) (Section 5.2.2)
3. Accélération (pulse/s^2) (Section 5.2.1)
4. Étiquette de temps en µs
5. Données pour le débogage (commande moteur, calcul de compensation d'inertie, etc.)

Cette façon de faire permet d'accéder en tout temps aux données brutes afin d'évaluer les résultats des essais avec un logiciel comme Matlab et de respecter les spécifications S5 et S28.

Le fichier peut être transféré sur l'ordinateur en utilisant la fonctionnalité de transfert de fichier du logiciel « Measurement and automation explorer » de National instruments tel que présenté à la Figure 5.8.

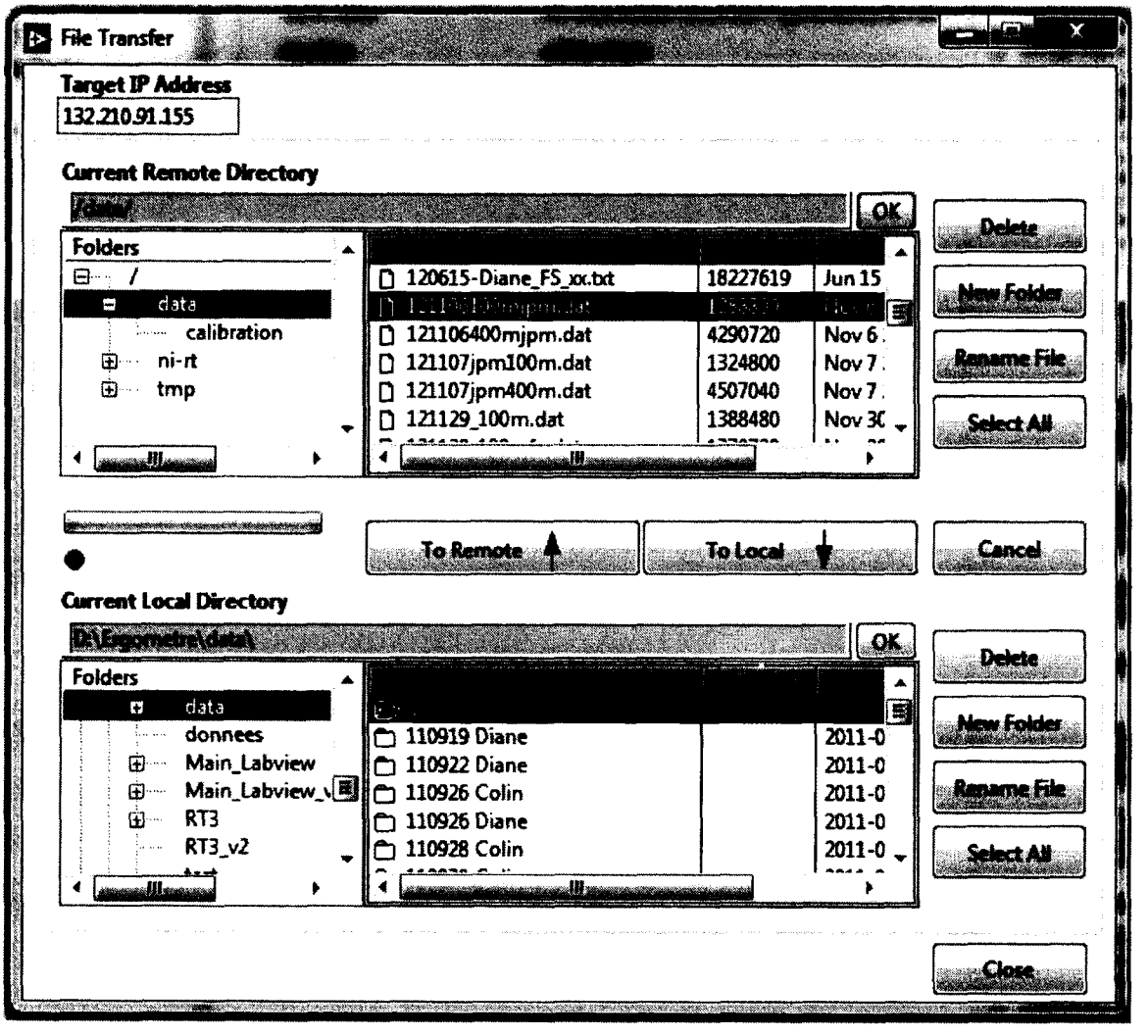


Figure 5.8 : Interface de transfert de fichier du logiciel « Measurement and automation explorer » de National Instruments.

Les prochaines lignes présentent la méthodologie utilisée pour vérifier la justesse des mesures transférées dans le fichier.

5.3.1 Mesure de position

L'encodeur optique incrémental sert de mesure pour la position. Sa résolution est de 262 144 impulsions par tour, ce qui se traduit par une résolution de 3.2µm par impulsion. L'assemblage

mécanique de l'encodeur peut par contre introduire des erreurs de mesure. Comme il est très difficile d'obtenir un instrument suffisamment précis pour évaluer l'erreur de positionnement sur un tour, la méthode suivante a été utilisée pour estimer la précision de la position.

- Faire tourner les rouleaux sans fauteuil, en régime permanent (i.e. vitesse quasi constante), en utilisant une commande de couple fixe au moteur qui équivaut au frottement interne du système. La vitesse ciblée est d'environ 25 km/h.
- À vitesse constante, faire un prédicteur de position et comparer la position réelle à ce prédicteur. Le prédicteur de position est construit en continu en faisant une régression linéaire sur les points enregistrés sur 1 seconde précédent le temps actuel et en estimant le point suivant à partir de la droite définie par la régression linéaire (Figure 5.9)

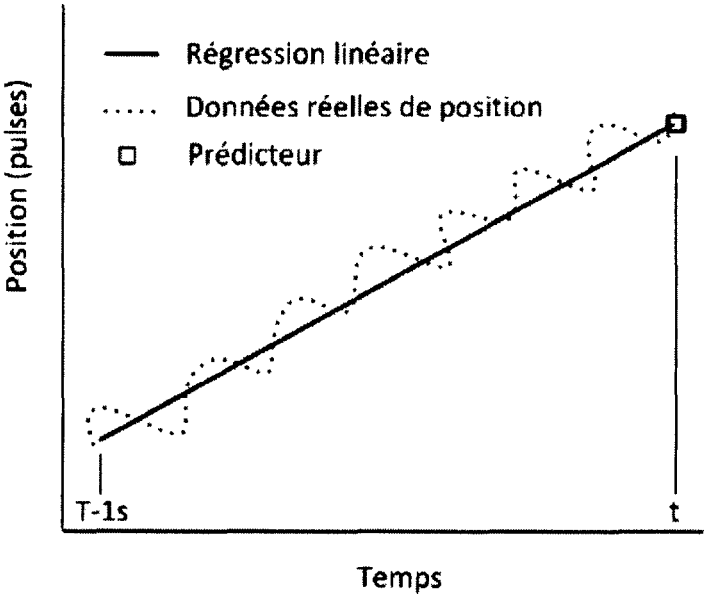


Figure 5.9 : Calcul d'un prédicteur pour l'estimation de l'erreur de position.

En soustrayant l'estimateur de la valeur réelle pour chaque point, on obtient la Figure 5.10.

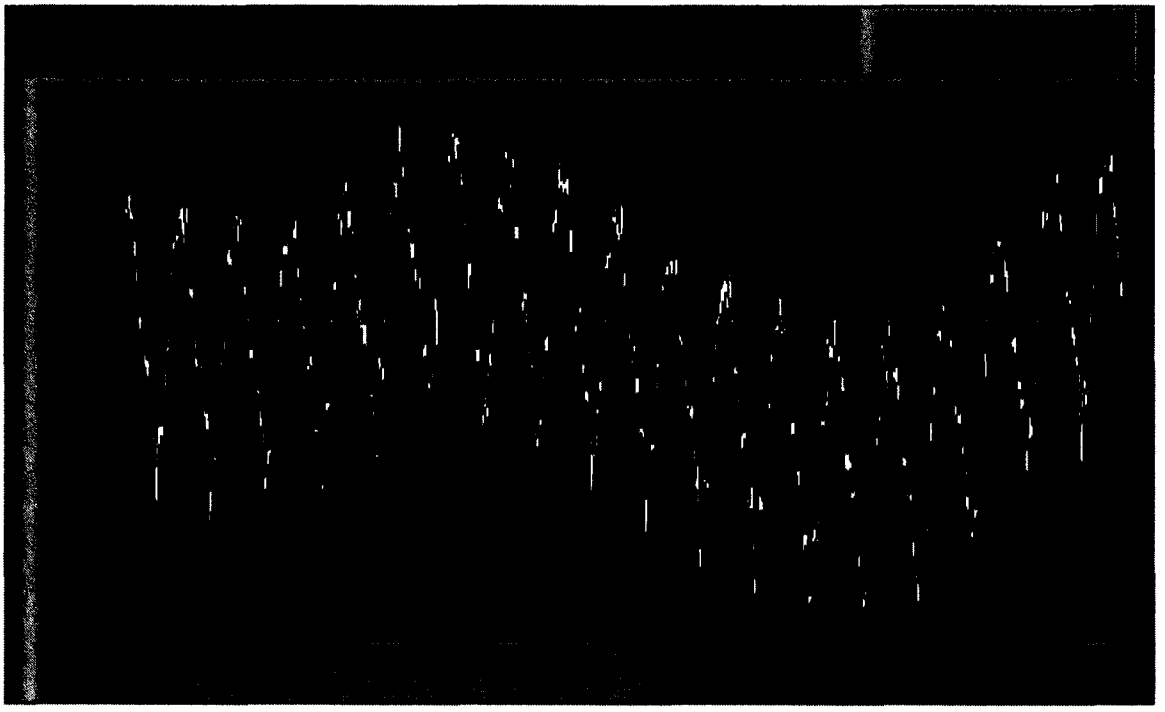


Figure 5.10 : Estimation de l'erreur de position par un prédicteur de position à vitesse constante.

On constate qu'il y a une légère variation de la vitesse sur la plage affichée. On constate également une oscillation ayant une amplitude approximative de ± 9 impulsions. La résolution de la position est donc de l'ordre de 29.1μm. Cette résolution est nettement suffisante, mais aura un effet sur la mesure de vitesse et d'accélération. La fréquence d'oscillation est identique à la fréquence de rotation ce qui laisse présager un défaut d'alignement ou un problème de balancement dynamique.

5.3.2 Mesure de vitesse

La mesure de vitesse provient de la dérivée du signal de position produit par l'encodeur. La vitesse est calculée dans le FPGA en utilisant un filtre passe bas à 20Hz (Section 5.2.2). Afin de valider la valeur absolue de la mesure de vitesse, un vélocimètre à effet doppler a été utilisé. Cet équipement permet une mesure directe de la vitesse de déplacement d'une surface tel qu'illustré à la Figure 5.11.

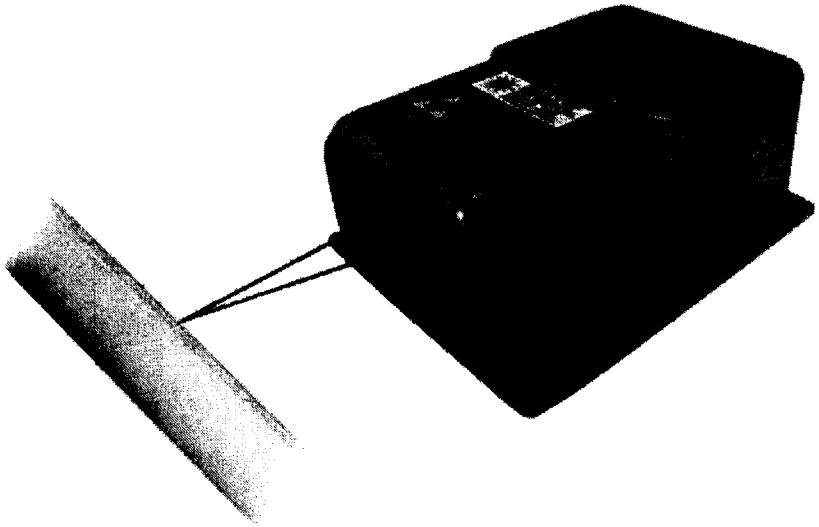


Figure 5.11 : Vélocimètre laser de la compagnie BETA LaserMike.
(Dayton, OH, betalasermike.com).

Selon le certificat d'étalonnage de la compagnie, la précision de la mesure de vitesse est de 0.1% ou meilleure. Le système échantillonne à 100kHz mais doit faire un traitement sur les données et retourne une valeur de vitesse à 100Hz.

La vérification de la valeur absolue de la vitesse a été faite pour des valeurs de 13km/h et 25km/h. Le rouleau est à vitesse constante pour éviter les problèmes de synchronisation. La différence de mesure est en moyenne de 0.18% plus élevée pour la vitesse calculée par l'encodeur à 13 km/h et de 0.09% plus élevée à 25km/h.

Le graphique de la vitesse en fonction du temps de la Figure 5.12 montre que, de façon prévisible, la fluctuation de la mesure de position se transpose sur la mesure de vitesse. Cette fluctuation est de l'ordre de 0.03%. Elle peut expliquer en partie l'erreur notée plus haut. Cette précision est très suffisante pour notre application.

Figure 5.12 : Graphique de la vitesse (km/h) en fonction du temps (ms) à vitesse quasi constante.

5.3.3 Mesure d'accélération

La mesure d'accélération provient de la dérivée seconde du signal de position produit par l'encodeur. L'accélération est calculée dans le FPGA en utilisant un filtre passe bas à 20Hz (Section 5.2.1). Puisque la valeur absolue de la vitesse a été validée, nous considérons qu'il en est de même pour l'accélération.

Tout comme pour la vitesse nous observons une oscillation à accélération constante telle qu'illustrée à la Figure 5.13. Ce graphique a été généré avec une vitesse constante de 25km/h.

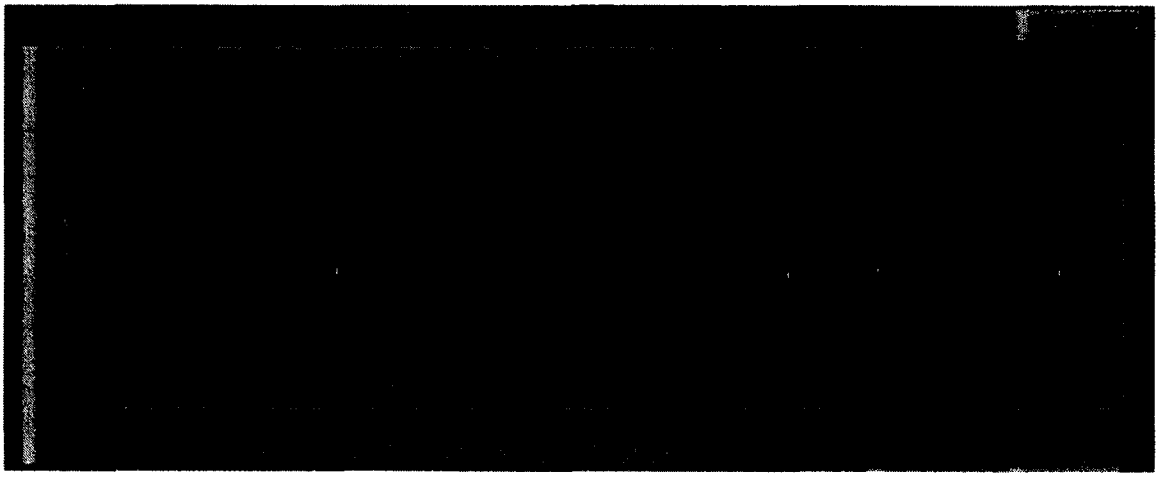


Figure 5.13 : Oscillation de l'accélération pour une accélération constante égale à 0, vitesse approximative de 25km/h.

5.4 Structure de l'ergomètre : F39 - Supporter l'athlète dans son fauteuil

L'utilisation directe du fauteuil de l'athlète (F27) permet d'évaluer rapidement la performance d'un athlète dans sa configuration d'usage actuelle. Il y a un gain de temps substantiel par rapport à un fauteuil configurable car la reproduction exacte de l'assise requiert une période minimale de mesure et de mise au point non-négligeable d'une journée. L'expérimentation dans le fauteuil de l'athlète sert donc de référence et nous pouvons facilement tester des éléments qui ne sont pas reliés à la configuration du fauteuil comme les surfaces des gants.

Pour répondre à cette fonction, un module de support pour fauteuil a été conçu (Figure 5.14). Constitué de profilés d'aluminium extrudé, la colonne principale (1) et les longerons (2) s'adaptent à tous les types de fauteuils. Le système retient le fauteuil par l'axe reliant les roues avec l'aide de colliers de serrage (3). Cette méthode de fixation permet de libérer la rotation selon l'axe des roues, permettant ainsi l'effet « wheely » (F8).

Le système rencontre les spécifications S26 (rampe d'accès), S27 (type d'essieu) et S39 (masse) associées à ce sous-système.

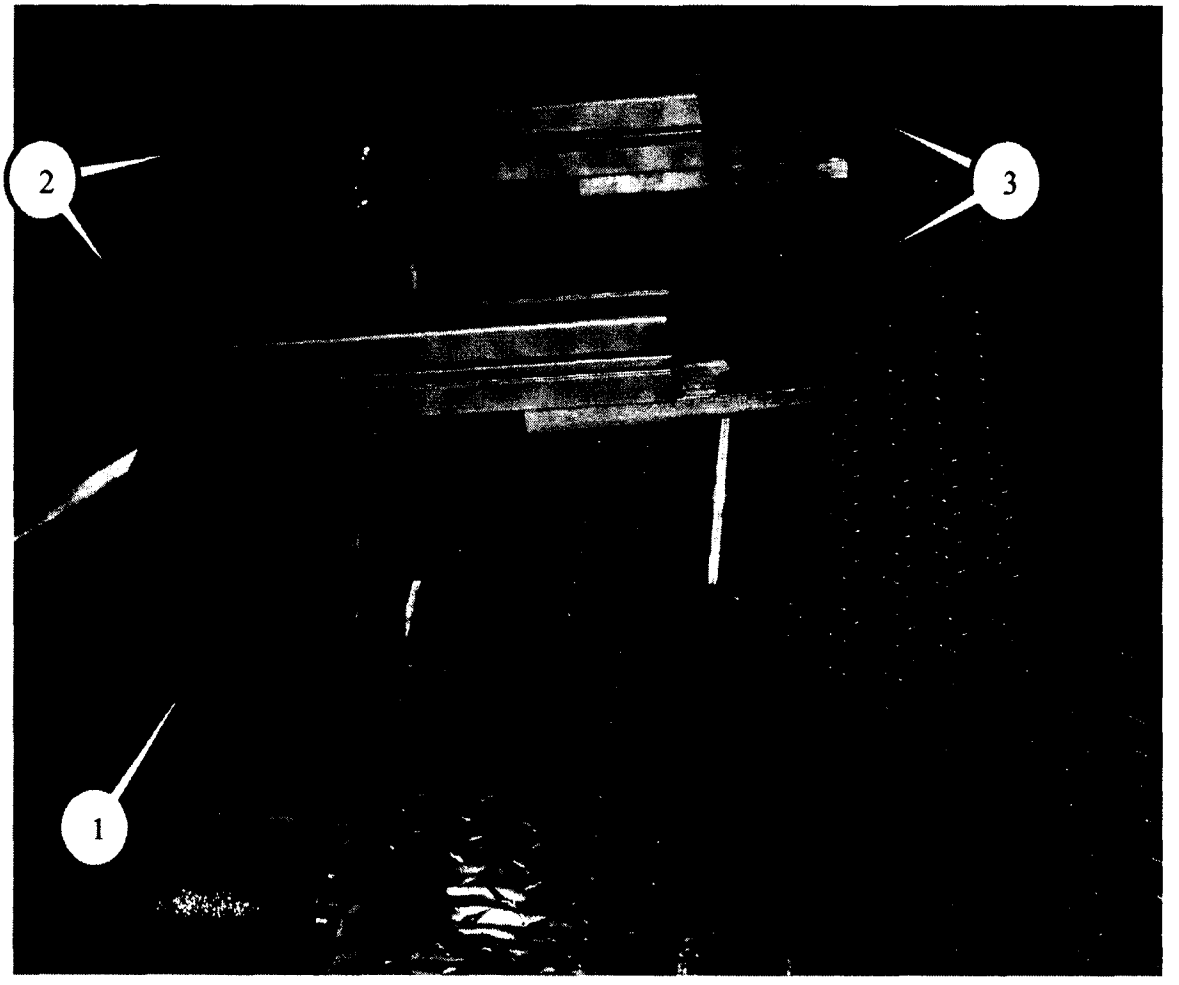


Figure 5.14 : Support pour le fauteuil de l'athlète.
Les composantes sont : (1) la colonne principale, (2) les longerons, (3) les colliers de serrage.

5.5 Structure du fauteuil configurable : F42 - Supporter l'athlète dans un fauteuil configurable

L'utilisation d'un fauteuil configurable même s'il nécessite un temps de mise au point pour l'assise, permet la démarche expérimentale d'optimisation de la configuration, ce qui est impossible avec un fauteuil de piste normal. Ce fauteuil est monté directement sur le châssis du sous-système à rouleaux asservis de l'ergomètre. Le fauteuil configurable ne possède cependant pas de roue avant puisqu'elle n'est pas utile en laboratoire.

Suite à la fabrication d'une assise personnalisée (Figure 5.15) qui permet de recevoir l'athlète selon ses mesures anthropométriques et les spécificités de son handicap, cette assise est placée sur le fauteuil configurable. On utilise typiquement la position de son fauteuil actuel comme

position de référence. La validation de la reproduction de la position est faîte en mesurant d'abord la position de l'assise et du support de genoux du fauteuil de l'athlète par rapport à un système de coordonnées défini sur l'ergomètre, et en mesurant par la suite la position de l'assise et du support de genoux du fauteuil configurable à partir du même système de coordonnées. Les mesures sont faites avec le système de mesure Optotrak Certus de la compagnie NDI (Waterloo, Canada, www.ndigital.com).

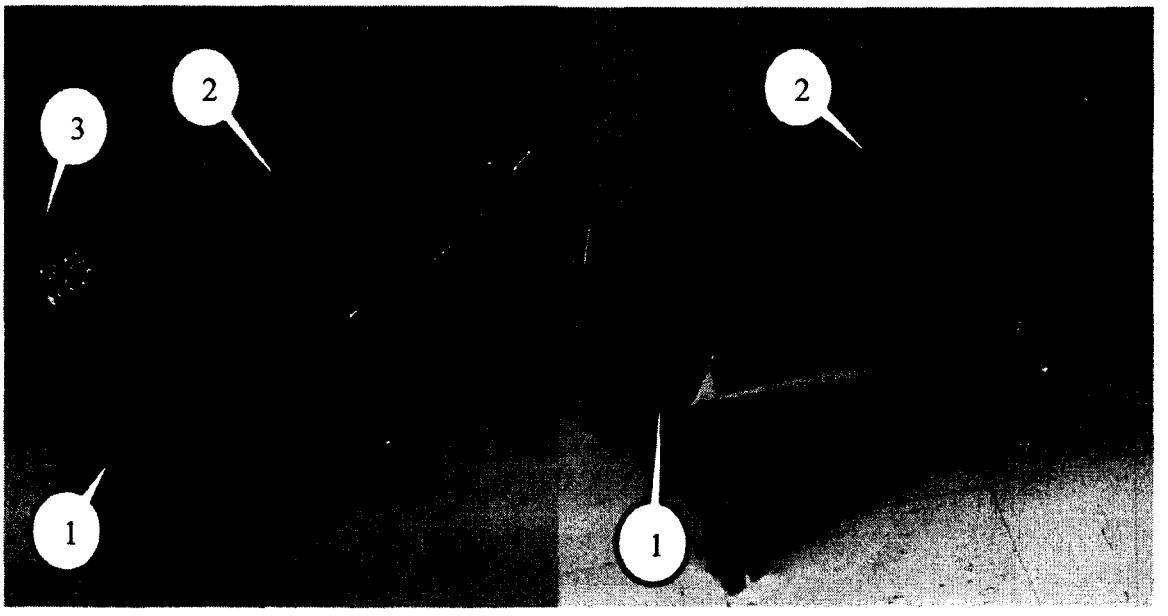


Figure 5.15 : Exemples d'assises personnalisées.
(1) Support de genoux, (2) siège, (3) ancrage pour support du tronc pour répondre aux besoins spécifiques d'un athlète.

Comme l'assise est fabriquée à partir de profilé d'aluminium, il est possible de modifier sa configuration si on veut tester un élément spécifique. Le fauteuil configurable (Figure 5.16 et Figure 5.17) est conçu de façon à respecter les fonctions suivantes et les spécifications associées, incluant la fonction (F42) et la spécification (S42) :

- Changer la configuration de position rapidement (F19, S19)
- Ajuster l'angulation de l'athlète (F21, S21)
- Position antéro-postérieure de l'assise (F22, S22)
- Angle de carrossage des roues (F23, S23)
- Hauteur de l'assise (F24, S24)
- Largeur des roues

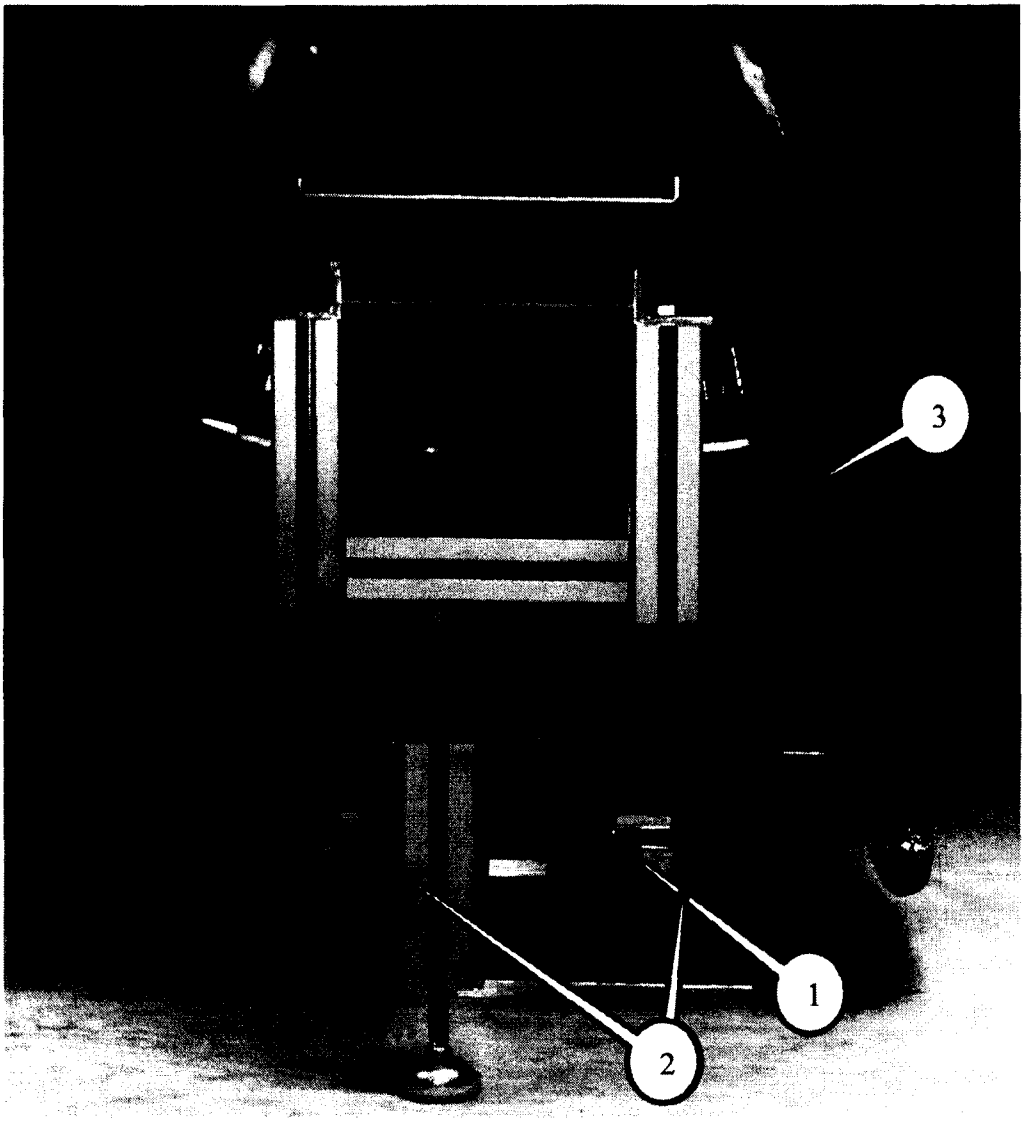


Figure 5.16 : Fauteuil configurable, vue frontale.
(1) Ajustement de la hauteur de l'assise, (2) ajustement de la largeur des roues, (3) bloc pour déterminer l'angle de carrossage des roues.

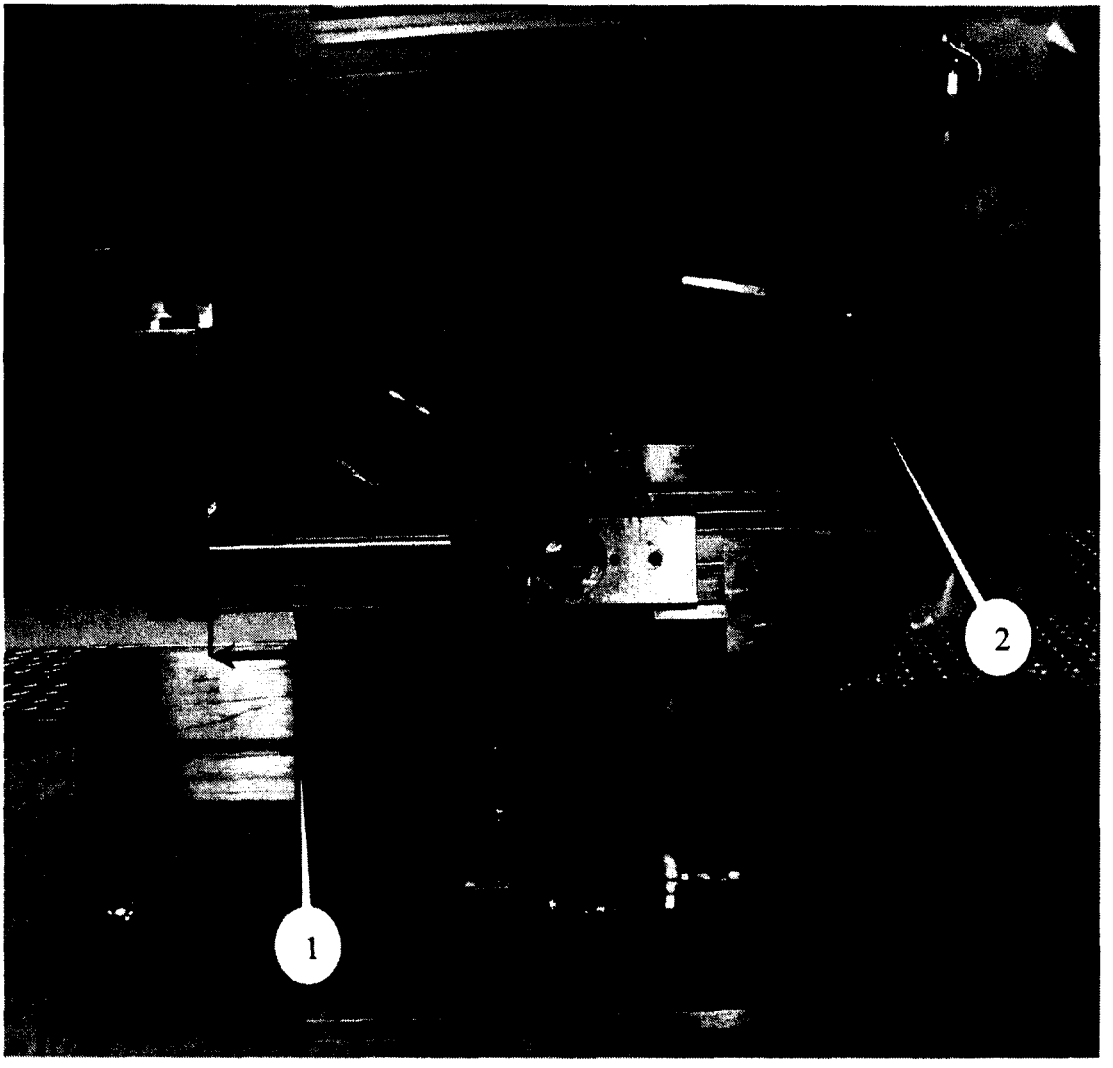


Figure 5.17 : Fauteuil configurable, vue latérale.
(1) Ajustement antéro-postérieur de la position de l'assise. (2) Assise personnalisée.

5.6 Interface usager de l'ergomètre : F13 - Interagir avec les utilisateurs et les systèmes externes

Une interface utilisateur a été développée sous le langage de programmation graphique Labview de National Instruments. Cette interface comprend un entête où l'on définit les paramètres spécifiques à l'athlète et quatre onglets principaux pour les différentes séquences de tests (F14) : Calibration, Simulation de piste, Entrainement libre et Paramètres système. Chacun de ces onglets est conçu pour donner une rétroaction en temps réel à l'athlète ou à l'utilisateur (F16) et être convivial (F25). Le code prévoit aussi la possibilité d'interaction avec les systèmes externes (F15). Les spécifications associés (S14, S15.1, S15.2, S16 et S25 sont ainsi respectées.

Avant tout test ou entrainement, il importe d'abord de s'assurer que les paramètres spécifiques à l'athlète et à son fauteuil correspondent à sa condition actuelle (entête Figure 5.18).

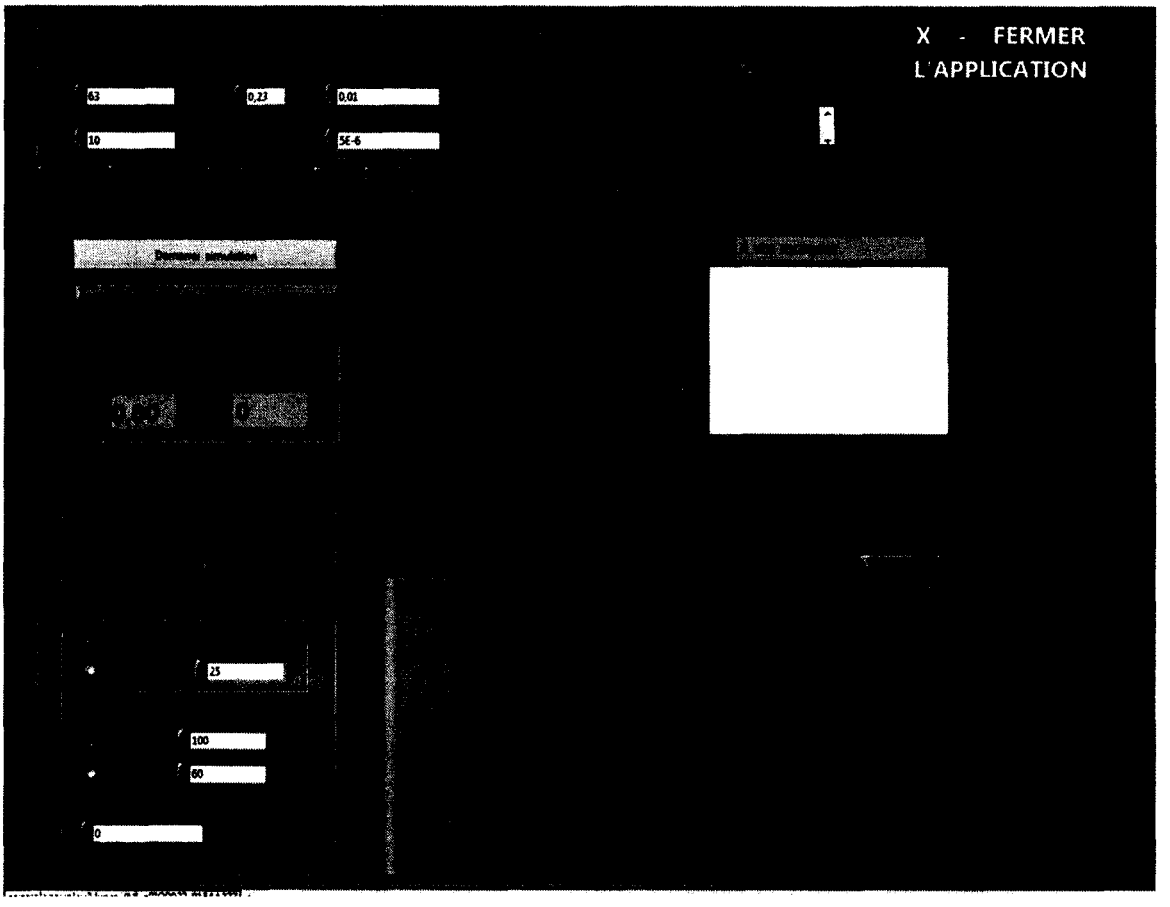


Figure 5.18 : Interface utilisateur pour la simulation de piste.

5.6.1 Calibration

Cet onglet a déjà fait l'objet d'une description dans le sous-système de rouleaux asservis de l'ergomètre (Section 5.2.4).

5.6.2 Simulation de piste

Ce mode reproduit les conditions de piste et permet de spécifier différents types d'évaluation de course. Il est notamment possible de définir la condition de départ du test et la condition d'arrêt tel qu'illustré à la Figure 5.18.

Condition de départ

Deux conditions de départ sont possibles : départ arrêté ou départ lancé. Dans un départ arrêté, l'indicateur du statut de simulation tourne au jaune après avoir appuyé sur *démarrer la simulation* avec la mention « à vos marques ». L'indicateur tourne au vert avec l'indication « GO » après un délai aléatoire de 5 à 7 secondes, tel que lors d'une vraie course. L'enregistrement des données débute à ce moment. Dans un départ lancé, l'indicateur du statut de simulation tourne au jaune après avoir appuyé sur démarrer la simulation avec la mention « à vos marques ». Pendant cette période aucune force inertielle (F_I), aérodynamique (F_D) ou de résistance au roulement (F_R) n'est appliquée pour faciliter l'accélération du système jusqu'à la vitesse de départ. L'indicateur tourne au vert avec l'indication « GO » lorsque la vitesse de départ prescrite est atteinte. L'enregistrement des données débute à ce moment.

Condition d'arrêt

Deux conditions d'arrêt de la simulation sont possibles : distance parcourue ou temps écoulé. L'enregistrement se terminera dès que la condition d'arrêt prescrite est remplie.

5.6.3 Entrainement libre

Ce mode est utile pour l'échauffement de l'athlète et pour faire des essais en sélectionnant manuellement les forces qui seront appliquées tel qu'illustré à la Figure 5.19. On peut simuler ici une pente (positive ou négative) ou retirer toute force inertielle (F_I), aérodynamique (F_D) ou de frottement (F_R) pour un entrainement en survitesse.

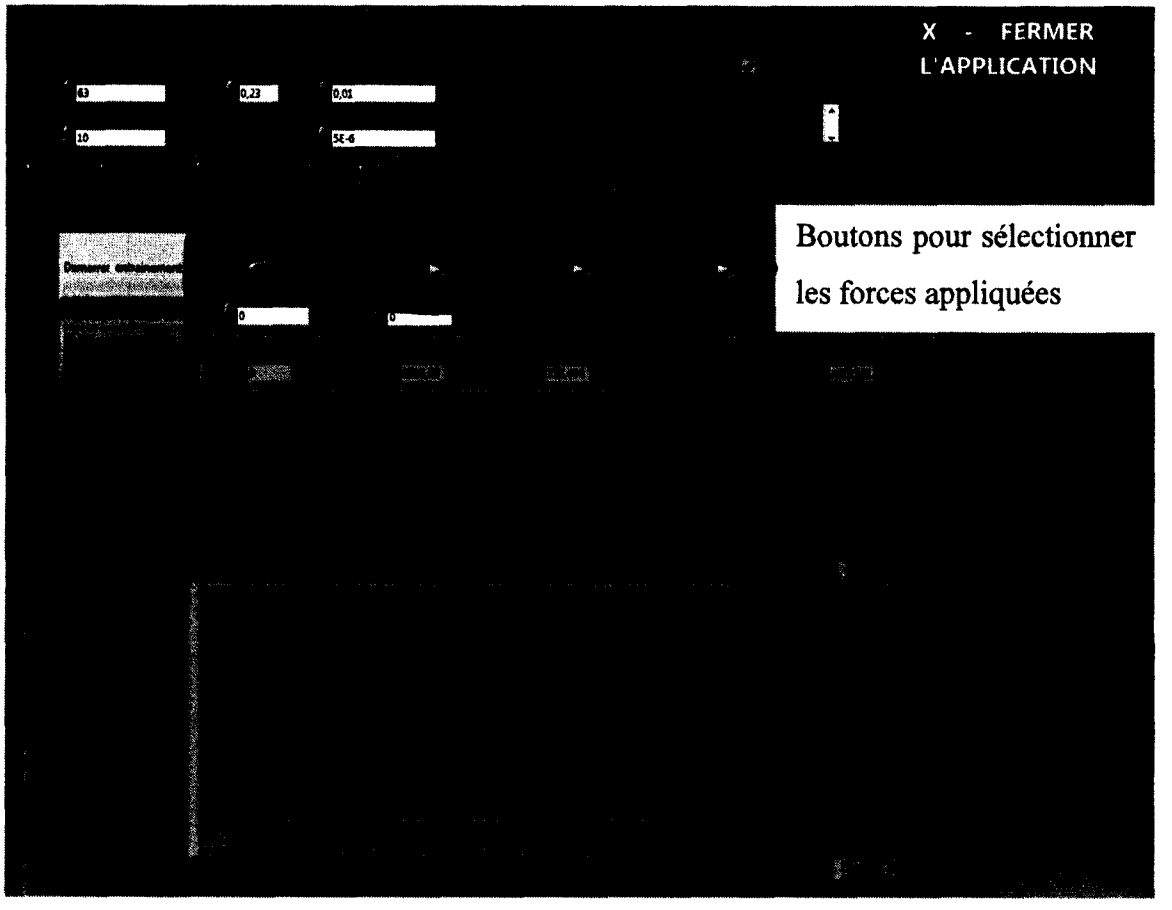


Figure 5.19 : Interface utilisateur pour l'entrainement libre.

5.6.4 Paramètres système

Cet onglet sert à définir des valeurs intrinsèques au système, tel que les facteurs de conversions (ex : conversion d'unité de force en unité 32 bits pour le contrôle du moteur), constantes (ex : inertie du système, densité de l'air (ρ)) ou mode de configuration de l'unité de puissance (ex : « sourcing », « enable »...).

CHAPITRE 6

VALIDATION

Tel que vu au Chapitre 4, la fonction principale de l'ergomètre et du fauteuil configurable, est d'évaluer la performance d'athlètes en fauteuil roulant (F1). Il a également été mentionné en introduction que le groupe PERSEUS souhaite faire une optimisation expérimentale de la position de l'athlète dans son fauteuil ayant pour objectif d'améliorer les performances sur piste. Suite à l'étape de conception, il est nécessaire de valider si les performances mesurées en laboratoire sur l'ergomètre sont représentatives de ce qui se passe sur la piste, et que les performances obtenues sur l'ergomètre avec le fauteuil configurable sont similaires à celles obtenues avec le fauteuil de piste. Ce chapitre présente donc les étapes du processus de validation.

6.1 Objectifs

Vérifier si la performance est similaire lorsqu'un athlète effectue une épreuve dans les contextes suivants :

- Sur la piste versus sur l'ergomètre avec le fauteuil de piste de l'athlète
- Sur l'ergomètre avec son fauteuil de piste versus avec un fauteuil configurable

6.2 Participant

Un athlète du groupe a été sélectionné en fonction de sa disponibilité et de sa volonté à participer à ce type d'activité. Il est identifié comme un athlète de la relève pour l'équipe canadienne. Tel que pour tous les autres tests effectués précédemment, il a lu et signé le formulaire de consentement (Annexe E) approuvé par le comité d'éthique du CSSS-IUGS.

6.3 Méthodologie

6.3.1 Épreuves

L'athlète sélectionné est typiquement un sprinter et peu enclin aux épreuves d'endurance. Pour cette raison et pour minimiser la fatigue les épreuves de référence pour la validation sont le 100m et le 400m.

6.3.2 Variables mesurées

Pour quantifier la performance, quatre indicateurs sont utilisés :

- Temps total de la course
- Vitesse maximale atteinte
- Nombre total de poussées
- Constante de distance

La Figure 6.1 illustre ces indicateurs de performance à l'exception du temps total de la course T. Ce dernier étant simplement le temps nécessaire pour franchir la distance de l'épreuve (100 ou 400m). La vitesse maximale V_{max} et le nombre de poussées $N_{poussées}$ sont obtenus directement des données brutes de vitesse en prenant simplement le maximum atteint et en comptant manuellement chaque poussée sur le profil de vitesse ou sur vidéo. Finalement, la constante de distance est similaire à la constante de temps d'une fonction $y = A(1-e^{-\frac{t}{\tau}})$ où lorsque le temps t est égal à la constante de temps τ, $y = 0{,}63A$, A étant le maximum à l'état stable. Pour déterminer la constante de distance δ, on utilise donc $v = V_{max}(1-e^{-\frac{d}{\delta}})$. La constante de distance δ est donc la distance parcourue d lorsque $v = 63\%$ de la vitesse maximale atteinte V_{max}.

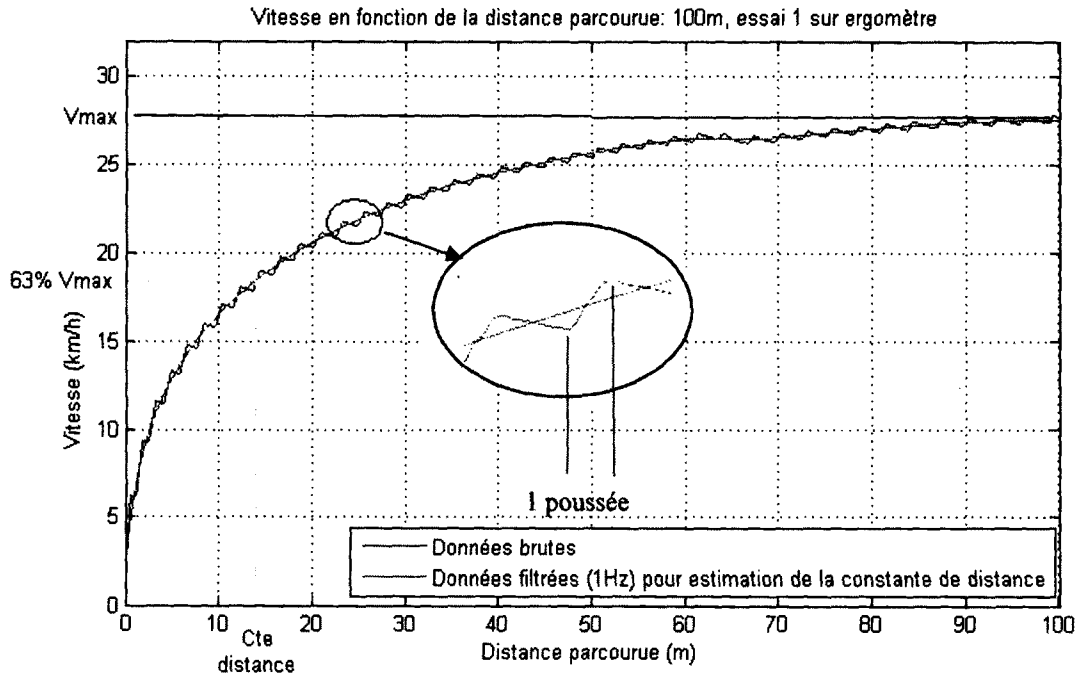

Vitesse en fonction de la distance parcourue: 100m, essai 1 sur ergomètre
Vmax
63% Vmax
Vitesse (km/h)
1 poussée
Données brutes
Données filtrées (1Hz) pour estimation de la constante de distance
Cte distance
Distance parcourue (m)

Figure 6.1 : Graphique de la vitesse en fonction de la distance parcourue pour l'essai 1 du 100m sur l'ergomètre.
Les lignes vertes montrent le calcul de la constante de distance à partir des données filtrées à 1Hz, les lignes bleues, les données brutes et le compte de poussées et la ligne noire, la vitesse maximale atteinte sur les données brutes.

6.3.3 Séquences

La première étape du test consistait à vérifier la similitude entre les résultats obtenus sur la piste versus sur l'ergomètre avec le fauteuil de piste de l'athlète (Figure 6.2). Pour cette étape, des essais ont été faits sur trois jours. Comme il est impossible de connaitre à l'avance la vitesse du vent à l'extérieur, les essais sur piste précédaient toujours les essais en laboratoire pour pouvoir ainsi simuler les mêmes conditions sur l'ergomètre.

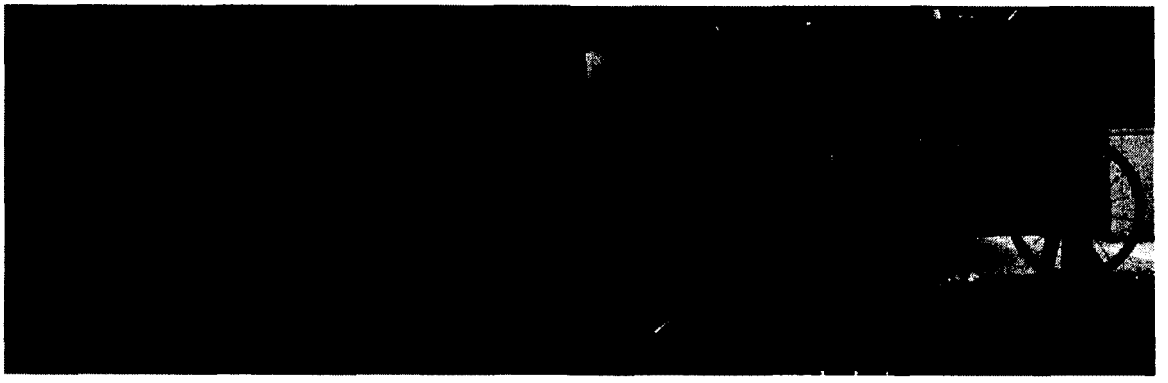


Figure 6.2 : Essais de validation sur piste versus sur ergomètre avec le fauteuil de l'athlète.

La séquence d'essais, répétée sur 3 jours, était la suivante :

1. AM (approximativement 11h) sur la piste extérieure de l'Université de Sherbrooke, fauteuil de l'athlète.
   - Échauffement (15 min)
   - Mesurer les conditions de course (ex : vitesse du vent)
   - Épreuve **100 m** (moins de 1 minute).
   - Repos 15 min
   - Période d'activation (2 à 5 minutes)
   - Mesurer les conditions de course
   - Épreuve **400 m** (moins de 1 minute).
   - Période de récupération selon le besoin de l'athlète
2. PM (approximativement 14h) sur l'ergomètre, fauteuil de l'athlète.
   - Déterminer les paramètres pour simuler les conditions de l'épreuve de 100m sur l'ergomètre
   - Échauffement (15 min)
   - Calibration du système
   - Épreuve **100 m** (moins de 1 minute).
   - Repos 15 min
   - Déterminer les paramètres pour simuler les conditions de l'épreuve de 400m sur l'ergomètre
   - Période d'activation (2 à 5 minutes)
   - Calibration du système
   - Épreuve **400 m** (moins de 1 minute).

- Période de récupération selon le besoin de l'athlète

La deuxième étape cherchait à vérifier la similitude des résultats obtenus sur l'ergomètre en utilisant le fauteuil de l'athlète versus le fauteuil configurable, dans une configuration qui répliquait le positionnement exact du fauteuil de piste de l'athlète (Figure 6.3).

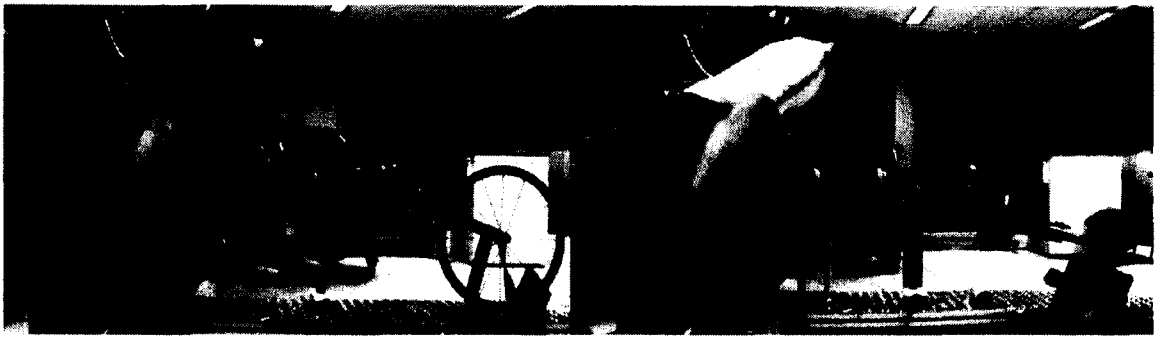


Figure 6.3 : Essais de validation sur l'ergomètre avec le fauteuil de l'athlète versus le fauteuil configurable.

Ici, un ordre aléatoire a été appliqué selon le Tableau 6.1 puisque les 2 séances étaient sur l'ergomètre.

Tableau 6.1 : Séquence aléatoire des essais sur ergomètre.

Jour	AM	PM
1	Fauteuil configurable	Fauteuil de l'athlète
2	Fauteuil de l'athlète	Fauteuil configurable
3	Fauteuil de l'athlète	Fauteuil configurable

La séquence d'essais, répétée sur 3 jours, était la suivante :

1. AM (approximativement 10h) sur l'ergomètre, type de fauteuil selon le Tableau 6.1.
   - Échauffement (15 min)
   - Calibration du système
   - Épreuve **100 m** (moins de 1 minute).
   - Repos 15 min
   - Période d'activation (2 à 5 minutes)
   - Calibration du système

- Épreuve **400 m** (moins de 1 minute).
- Période de récupération selon le besoin de l'athlète

2. PM (approximativement 14h) sur l'ergomètre, type de fauteuil selon le Tableau 6.1.
   - Même séquence qu'en matinée avec l'autre fauteuil.

6.3.4 Instruments de mesure

Pour chaque mesure sur piste, la vitesse du vent a été échantillonnée dans la direction principale de l'épreuve en utilisant un anémomètre et la température a été enregistrée. La direction principale de l'épreuve est la ligne droite du 100m qui correspond aussi à la ligne droite finale du 400m.

Les instruments de mesure utilisés pour chaque variable prise lors des essais sur piste étaient :

- Mesure du temps total de la course avec chronomètre (Timex)
- Mesure du profil de vitesse et de la distance parcourue avec GPS Qstarz 5Hz pour ensuite calculer la vitesse maximale atteinte et la constante de distance
- Prise de vidéo à 30Hz pour le calcul du nombre total de poussées

Les instruments de mesure utilisés pour chaque variable prise lors des essais sur ergomètre étaient :

- Mesure du temps total de la course avec l'horloge interne du Compact RIO
- Mesures du profil de vitesse et de la distance parcourue avec l'enregistrement à 2kHz de l'encodeur à haute résolution pour ensuite calculer la vitesse maximale atteinte, le nombre total de poussées et la constante de distance
- Prise de vidéo à 30Hz pour référence seulement.

6.3.5 Analyse des données

Les données ont été compilées et une analyse statistique paramétrique (T-test) a été utilisée pour déterminer les effets piste versus ergomètre et fauteuil athlète versus configurable sur chacune des quatre variables. Une analyse statistique non paramétrique (Wilcoxon test) a également été utilisée étant donné le faible échantillonnage et qu'il n'est donc pas possible de vérifier que les données suivent une distribution normale.

6.4 Résultats et discussion

6.4.1 Comparaison des performances obtenues sur la piste versus sur l'ergomètre avec le fauteuil de l'athlète

Les graphiques des Figure 6.4 et Figure 6.5 présentent les profils de vitesse en fonction de la distance parcourue pour les essais de 100m et de 400m, respectivement, sur la piste et sur l'ergomètre avec le fauteuil de l'athlète. Notez que les profils de vitesse sont présentés en fonction de la distance parcourue plutôt qu'en fonction du temps afin de ne pas considérer le temps de réaction au départ.

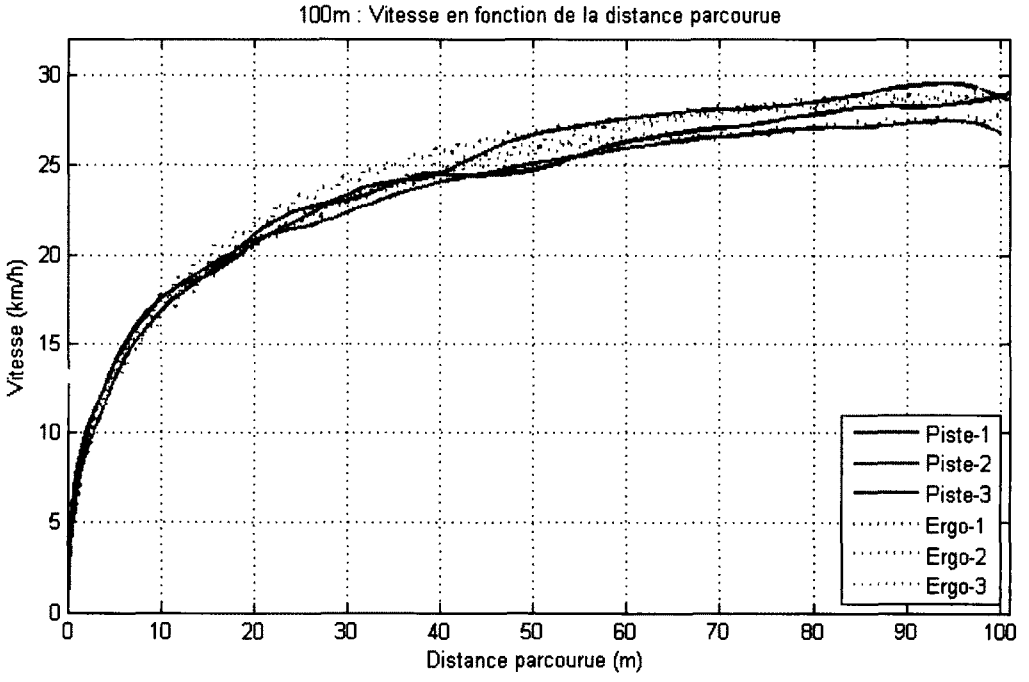


Figure 6.4 : Graphique de la vitesse en fonction de la distance parcourue pour les essais de 100m sur la piste et sur l'ergomètre avec le fauteuil de l'athlète.

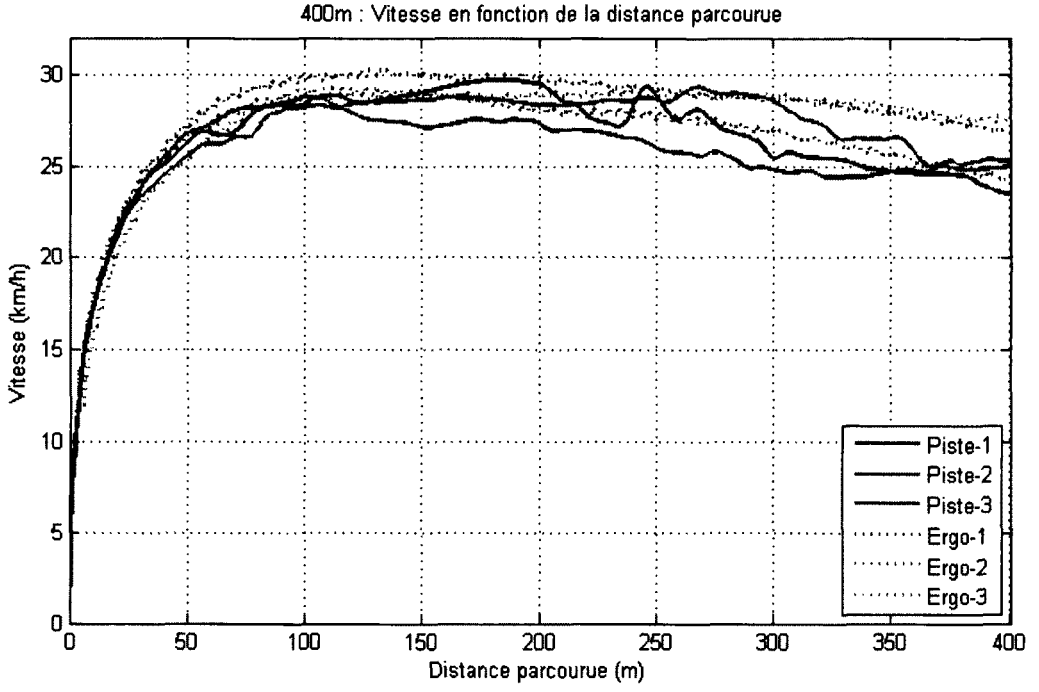


Figure 6.5 : Graphique de la vitesse en fonction de la distance parcourue pour les essais de 400m sur la piste et sur l'ergomètre avec le fauteuil de l'athlète.

On constate d'entrée de jeu une forte similarité dans l'enveloppe des courbes sur piste ou ergomètre pour le 100m. Le profil de vitesse sur piste est légèrement plus variable et s'explique par la nécessité de l'athlète de se repositionner dans son corridor lorsqu'il dévie de sa trajectoire.

Les profils de vitesse sont également similaires sur piste ou sur ergomètre pour l'épreuve de 400m. Le phénomène de variabilité de la vitesse sur piste est cependant accentué en raison des virages. La variabilité est d'autant plus présente car notre athlète était relativement inexpérimenté dans les 400m et avait de la difficulté à rester dans son corridor.

Le Tableau 6.2 présente les résultats pour l'épreuve de 100m. Tous les indicateurs de performances montrent qu'il n'y a pas de différence statistique ($p \geq 0.285$) entre une épreuve de 100m effectuée sur piste et sur ergomètre simulant les mêmes conditions. Le fait que l'athlète n'a pas à maintenir un corridor sur l'ergomètre n'influence donc pas les indicateurs de performance.

Tableau 6.2 : Résumé des essais sur piste versus ergomètre : 100m.

	Ergomètre	17.25	16.56	16.90	16.90	0.35		
	Ergomètre	27.79	29.09	28.76	28.55	0.68		
	Ergomètre	42	42	38	40.7	2.3		
	Ergomètre	11.54	11.48	12.27	11.76	0.44		

Le Tableau 6.3 présente les résultats pour l'épreuve de 400m. Ici également tous les indicateurs de performances montrent qu'il n'y a pas de différence statistique ($p \geq 0.094$) entre une épreuve de 400m effectuée sur piste et sur ergomètre simulant les mêmes conditions. Dans ce cas, le fait que l'ergomètre ne simule pas les virages facilite potentiellement la tâche de l'athlète. En effet, les valeurs de $p = 0.109$ obtenues avec le test de Wilcoxon démontrent une tendance vers des temps de course plus courts et un nombre de poussées moindre sur l'ergomètre. Une étude avec un plus grand échantillonnage pourrait éventuellement montrer une différence significative sur le temps de course et le nombre de poussées.

Tableau 6.3 : Résumé des essais sur piste versus ergomètre : 400m.

	Ergomètre	53.63	56.34	55.15	55.04	1.36		
	Ergomètre	30.31	29.27	29.13	29.57	0.64		
	Ergomètre	120	124	110	118.0	7.2		
	Ergomètre	12.57	11.90	15.24	13.24	1.77		

6.4.2 Comparaison des performances obtenues sur l'ergomètre avec le fauteuil de l'athlète versus le fauteuil configurable

La Figure 6.6 et la Figure 6.7 présentent les profils de vitesse en fonction de la distance parcourue pour les essais de 100m et de 400m, respectivement, comparant le fauteuil de piste et le fauteuil configurable sur l'ergomètre. Ici aussi les profils de vitesse sont présentés en fonction de la distance parcourue.

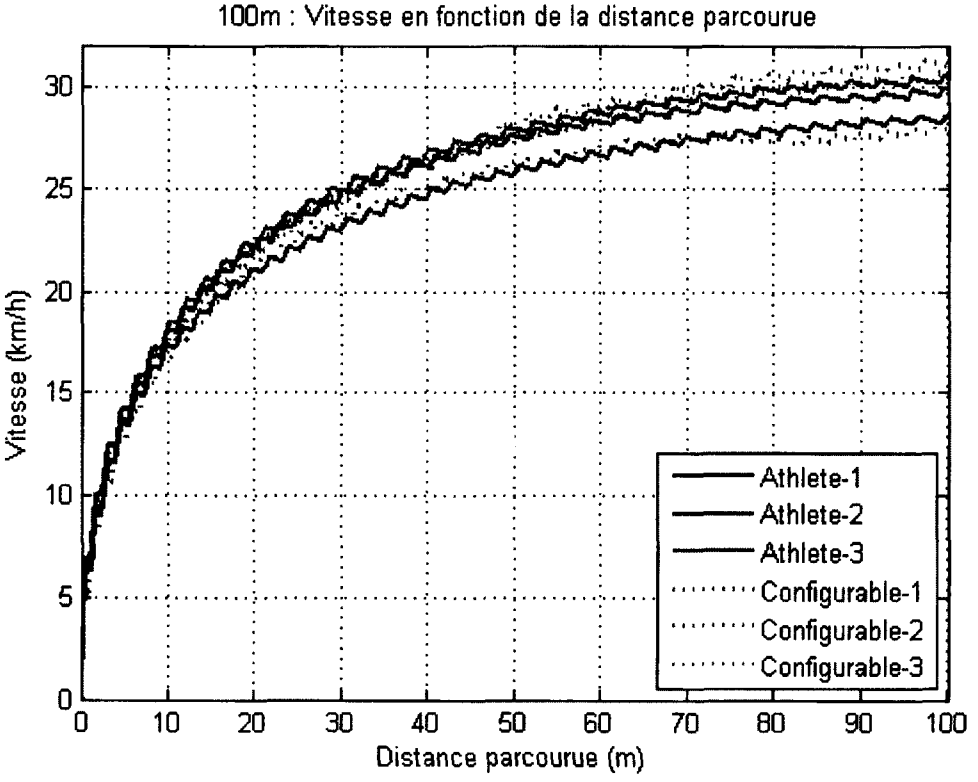


Figure 6.6 : Graphique de la vitesse en fonction de la distance parcourue pour les essais de 100m sur ergomètre avec le fauteuil de l'athlète versus le fauteuil configurable.

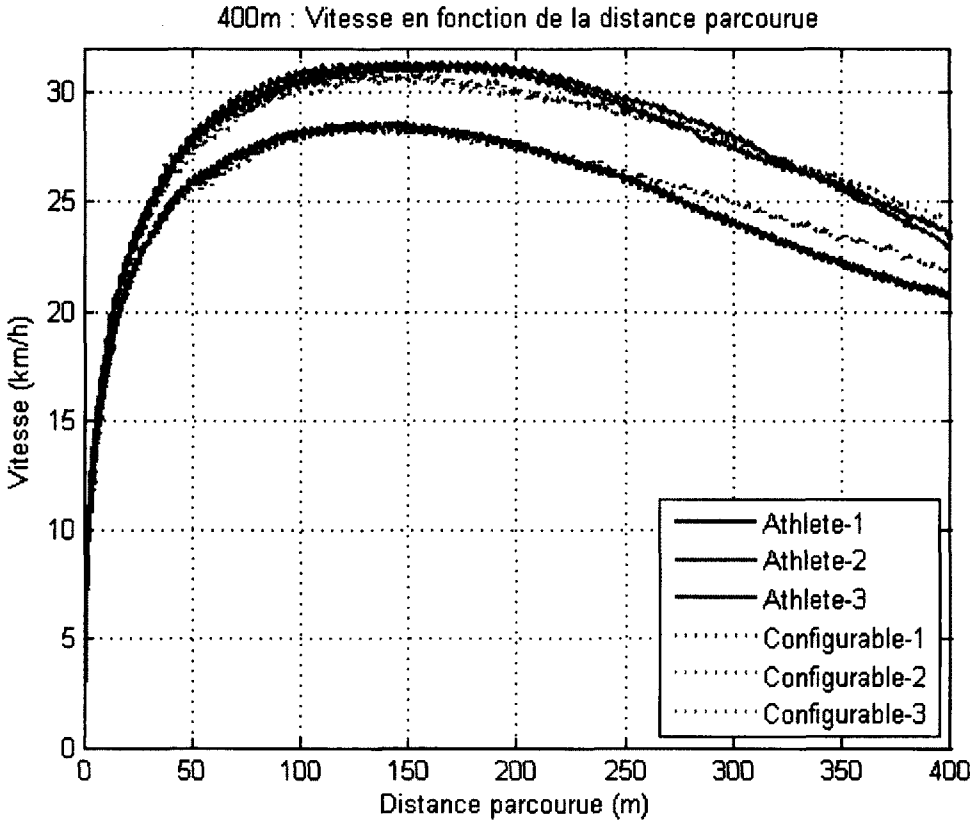


Figure 6.7 : Graphique de la vitesse en fonction de la distance parcourue pour les essais de 400m sur ergomètre avec le fauteuil de l'athlète versus le fauteuil configurable.

On constate à la Figure 6.6 que les profils de vitesses sont très similaires pour le 100m. On peut présumer qu'il y a eu une progression de la capacité de l'athlète entre le premier essai et les essais 2 et 3. L'essai 1 précède les essais 2 et 3 de plus d'un mois et demi. À la Figure 6.7, c'est aussi le même scénario. La différence est aussi marquée entre la première séance et les séances 2 et 3. Dans une même séance, les profils sont cependant similaires.

Le Tableau 6.4 présente les résultats pour l'épreuve de 100m. Tous les indicateurs de performances montrent qu'il n'y a pas de différence statistique ($p \geq 0.180$) entre une épreuve de 100m effectuée avec le fauteuil de l'athlète et avec le fauteuil configurable.

Tableau 6.4 : Résumé des essais avec le fauteuil de l'athlète versus configurable : 100m.

	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
	Configurable	**17.04**	**15.68**	**15.84**	**16.19**	**0.74**		
	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
	Configurable	**28.09**	**31.23**	**30.65**	**29.99**	**1.67**		
	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
	Configurable	**42**	**36**	**36**	**38.0**	**3.5**		
	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
	Configurable	**11.26**	**13.42**	**12.69**	**12.46**	**1.10**		

Le Tableau 6.5 présente les résultats pour l'épreuve de 400m. Encore ici, tous les indicateurs de performances montrent qu'il n'y a pas de différence statistique ($p \geq 0.061$) entre une épreuve de 400m effectuée avec le fauteuil de l'athlète et avec le fauteuil configurable.

Tableau 6.5 : Résumé des essais avec le fauteuil de l'athlète versus configurable : 400m.

	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
	Configurable	**59.18**	**54.40**	**54.41**	**56.00**	**2.76**		
	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
	Configurable	**28.43**	**30.83**	**30.81**	**30.02**	**1.38**		
	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
	Configurable	**130**	**115**	**108**	**117.7**	**11.2**		
	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
	Configurable	**12.25**	**13.59**	**12.62**	**12.82**	**0.69**		

6.5 Conclusion

Pour toutes les séries de tests, les indicateurs affichent une similarité des résultats. C'est donc dire qu'il est possible de simuler les performances effectuées sur piste en laboratoire avec l'ergomètre (S1.3). Aussi le fauteuil configurable imite suffisamment bien le fauteuil de l'athlète pour que les résultats des épreuves effectuées avec un ou l'autre des fauteuils soient similaires.

Il est maintenant possible d'effectuer une étude expérimentale du positionnement sur l'ergomètre avec le fauteuil configurable. En prenant en compte les deux études, nous pouvons conclure que les résultats seront transposables directement sur la piste, à condition d'être en mesure de fabriquer un fauteuil identique à la configuration retenue avec le fauteuil configurable.

Par contre, puisque l'ergomètre ne peut simuler une courbe et est limité à une trajectoire rectiligne, l'athlète n'a pas à gérer la direction du fauteuil. L'ergomètre n'est donc pas un outil permettant d'entrainer un athlète à diriger précisément son fauteuil. D'un autre coté l'absence de fluctuation due aux erreurs de direction est un facteur de moins qui contribue à la variation des performances et permet une meilleure répétabilité facilitant l'optimisation du positionnement de l'athlète.

CHAPITRE 7

CONCLUSION

7.1 Étendue des travaux de recherche

Suite à la revue de littérature (Chapitre 2), les travaux de recherche ont débuté par une campagne de mesures anthropométriques des athlètes et de leurs performances sur piste (Chapitre 3). Rapidement un premier constat s'impose : la variabilité des handicaps des athlètes exige une adaptation très personnalisée de leur équipement. Comme il n'y a pas de guide de référence pour le positionnement, chaque athlète utilise sa propre recette. Les coûts élevés des modifications et les difficultés techniques pour modifier les fauteuils font en sorte que les athlètes expérimentent très peu de configurations différentes.

La campagne de mesures préliminaires (Chapitre 3) mène également à un deuxième constat : les mesures de performance sur la piste sont difficiles à mettre en place car on ne maîtrise pas les conditions extérieures et la prise de mesure est beaucoup plus difficile et moins précise pour un fauteuil en mouvement. Ce constat confirme la nécessité de concevoir l'ergomètre et le fauteuil configurable.

Toujours dans une phase préliminaire à la conception, un modèle de production de puissance de l'athlète a été développé (Section 3.4). L'objectif de départ pour la création de ce modèle était d'obtenir une estimation du cycle d'utilisation de l'unité de puissance de l'ergomètre afin de faire sa sélection. En comparant le modèle avec des données obtenues sur le terrain, on a constaté qu'en introduisant les paramètres spécifiques à l'athlète, le modèle reflète assez bien la réalité de la piste pour un sprint. Plus qu'une aide à la sélection de composantes de l'ergomètre ce modèle peut être à la base d'une étude de sensibilité des différents paramètres, aidant ainsi à faire un choix de stratégie pour l'amélioration des performances. L'introduction de la notion de fatigue devra cependant être incorporée si on veut utiliser ce modèle dans l'étude de sensibilité des paramètres influençant la performance pour des épreuves de plus de 100m.

La phase de conception (Chapitre 4 et 5) a mené à un système unique qui combine les avantages des ergomètres performants comme le VP100 (Medical Development, St-Etienne, France) utilisé par Devillard et al. [23] et la facilité de modification de la configuration du fauteuil qu'offre un simulateur de fauteuil tel que présenté par Niesing et al. [22]. Ce concept d'ergomètre et de fauteuil configurable répond à l'ensemble des spécifications et notes à la conception, en particulier la validation piste-ergomètre et fauteuil athlète-configurable (Chapitre 6).

7.2 Résultats et contribution originale

Tous les indicateurs indiquent qu'il n'y a pas de différence lorsqu'on mesure la performance sur 100m entre la piste et l'ergomètre. C'est la situation initialement souhaitée. Ceci indique que les résultats de tests effectués en laboratoire pourront être directement transposés en résultats sur la piste.

La situation est semblable au 400m. L'ergomètre ne simule cependant pas la réalité des virages de la piste et l'athlète choisi est relativement inexpérimenté sur 400m, montrant des difficultés à garder son corridor. Malgré le fait qu'aucune différence significative n'ait été détectée, une tendance vers des temps de course plus courts et un nombre de poussées moindre sur l'ergomètre ont été démontrés. Il est donc possible qu'un plus grand nombre d'essais ou un plus grand nombre de participants puisse mettre en évidence une différence significative.

Ceci dit, la diminution de la variabilité globale des résultats sur ergomètre en éliminant les virages et la nécessité de maintenir une ligne droite diminuera le nombre d'essais à réaliser pour être en mesure de distinguer statistiquement une différence entre deux configurations.

La deuxième série de tests de validation, la comparaison des performances entre le fauteuil de l'athlète et le fauteuil configurable montre également qu'il n'y a pas de différence statistique dans les performances obtenues entre les deux fauteuils. Ceci signifie que la reproduction du fauteuil est suffisamment réaliste pour transposer directement les résultats obtenus avec le fauteuil configurable vers le fauteuil de l'athlète.

À la connaissance de l'auteur, c'est la première fois que l'on compare, en utilisant différents indicateurs, les performances d'un athlète effectuant des essais sur pistes et en laboratoire. C'est une première contribution scientifique du projet. Malheureusement, en raison de contraintes de temps et de budget, le nombre de participants a été limité à un. Il y a donc ici une opportunité pour un autre chercheur d'approfondir les limites entourant la comparaison de la performance entre la piste et l'ergomètre.

En combinant les résultats des deux séries de tests, on obtient la seconde contribution scientifique de ce projet. Elle réside dans le fait qu'on peut maintenant utiliser un fauteuil complètement configurable dans un environnement contrôlé et transposer directement les résultats sur la piste. Ceci est une contribution non-négligeable, car il est beaucoup plus facile de procéder à un protocole d'amélioration de la position de l'athlète avec un fauteuil configurable, où on contrôle l'environnement et qui permet une grande flexibilité sur le type de tests à effectuer. L'alternative est de construire plusieurs fauteuils de piste chacun ayant un seul paramètre de configuration légèrement différent, ce qui est non seulement couteux mais demande aussi beaucoup de temps. On peut ainsi faire évoluer la configuration d'un athlète en quelques semaines, ce qui pouvait prendre plusieurs années auparavant.

7.3 Impact anticipé du projet et recommandations

Comme l'ergomètre et le fauteuil configurable sont les outils de base pour le doctorat de Mme Geneviève Masson qui cherche à optimiser la performance des athlètes en changeant leur configuration, il y a déjà eu un impact concret sur le projet global « Sur la piste de la performance ». L'ergomètre a aussi servi pour le projet de maîtrise de M. François Marcou sur l'amélioration des gants des athlètes et intégrera bientôt la contribution du projet de maîtrise de M. Jean-Philippe Pelland-Leblanc, soit des roues instrumentées qui permettront de mieux caractériser la façon de pousser de chaque athlète.

Cet outil de recherche pourra aussi servir de plateforme de recherche dans d'autres sports en fauteuil roulant comme le basketball, le rugby et le tennis. Il serait aussi possible d'utiliser l'ergomètre pour de la recherche en réadaptation en fauteuil roulant de façon plus générale.

Outre la possibilité d'utiliser l'ergomètre et le fauteuil configurable comme outils de recherche, c'est aussi un excellent outil de mesure des performances tout au long de la saison pour un entraineur. L'entraineur Jean Laroche l'utilise d'ailleurs déjà avec un protocole de type Wingate [31]. De plus, l'ergomètre peut être utilisé pour plusieurs types d'entrainement pendant toutes les saisons et sans égard aux conditions météorologiques.

Finalement, le groupe a déjà commencé des essais avec un athlète dans le but de l'aider à sélectionner les spécifications du fauteuil le plus adéquat pour lui. Considérant la difficulté de comparer des configurations sur de vrai fauteuil de piste et le coût des fauteuils de piste, l'ergomètre et le fauteuil configurable deviennent donc un outil de sélection/validation de fauteuil de piste de grande valeur.

En terminant, quelques améliorations aux systèmes permettraient d'améliorer ses performances :

- Puisque nous avons choisi de mesurer l'asymétrie de poussée (gauche-droite) avec des roues instrumentées en cours de route, concevoir un système à un seul rouleau diminuerait le bruit mécanique qu'ajoute l'accouplement entre les deux rouleaux, et diminuerait le nombre de roulements et le frottement associée aux joints d'étanchéités de ces roulements.
- Intégrer la motorisation à même le rouleau pour diminuer encore plus le bruit mécanique associée à un accouplement flexible.
- L'ajout d'interfaces dédiées pour des entrainements spécifiques afin de faciliter l'utilisation.
- Rendre le système transportable pour suivre les athlètes dans leurs camps d'entrainement.

LISTE DES RÉFÉRENCES

[1] Masse, L.C., Lamontagne, M. et O'Riain, M.D. (1992). *Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions*, The Journal of Rehabilitation Research and Development, 29(3):12.

[2] Vanlandewijck, Y., Theisen, D. et Daly, D. (2001). *Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports*, Sports Medicine (Auckland, N.Z.), 31(5):339-367.

[3] Higgs, C. (1993). *Sport Perfromance*, Vista 93 : The outlook of international conference on high performance sport for athletes with disabilities, Edmonton: .

[4] Veeger, H.E., Meershoek, L.S., van der Woude, L.H. et Langenhoff, J.M. (1998). *Wrist motion in handrim wheelchair propulsion*, Journal of Rehabilitation Research and Development, 35(3):305-313.

[5] Brown, D.D., Knowlton, R.G., Hamill, J., Schneider, T.L. et Hetzler, R.K. (1990). *Physiological and biomechanical differences between wheelchair-dependent and able-bodied subjects during wheelchair ergometry*, European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 60(3):179-182.

[6] Robertson, R.N., Boninger, M.L., Cooper, R.A. et Shimada, S.D. (1996). *Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion*, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 77(9):856-864.

[7] *Le grand dictionnaire terminologique*. http://gdt.oqlf.gouv.qc.ca/ficheOqlf.aspx?Id_Fiche=8353749 (11 février 2013).

[8] Kotajarvi, B.R., Sabick, M.B., An, K.N., Zhao, K.D., Kaufman, K.R. et Basford, J.R. (2004). *The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics*, Journal of rehabilitation research and development, 41(3B):403–414.

[9] Chow, J.W., Millikan, T.A., Carlton, L.G., Morse, M.I. et Chae, W.S. (2001). *Biomechanical comparison of two racing wheelchair propulsion techniques*, Medicine and Science in Sports and Exercise, 33(3):476-484.

[10] Wang, Y.T., Vrongistinos, K.D. et Xu, D. (2008). *The relationship between consistency of propulsive cycles and maximum angular velocity during wheelchair racing*, Journal of Applied Biomechanics, 24(3):280-287.

[11] Finley, M.A., Rodgers, M.M., Rasch, E.K., McQuade, K.J. et Keyser, R.E. (2002). *Reliability of biomechanical variables during wheelchair ergometry testing*, Journal of Rehabilitation Research and Development, 39(1):73-81.

[12] Koontz, A.M., Cooper, R.A., Boninger, M.L., Souza, A.L. et Fay, B.T. (2004). *Scapular range of motion in a quasi-wheelchair push*, International Journal of Industrial Ergonomics, 33(3):237–248.

[13] Spaepen, A., Vanlandewijck, Y. et Lysens, R.J.*Relationship between energy expenditure and muscular activity patterns in handrim wheelchair propulsion*, International Journal of Industrial Ergonomics, p.vol:17 pages:163-173.

[14] Vanlandewijck, Y.C., Spaepen, A.J. et Lysens, R.J. (1994). *Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes*, Medicine and Science in Sports and Exercise, 26(11):1373-1381.

[15] Van der Woude, L.H.V., Bouw, A., van Wegen, J., van As, H., Veeger, D. et de Groot, S. (2009). *Seat height: effects on submaximal hand rim wheelchair performance during*

spinal cord injury rehabilitation, Journal of Rehabilitation Medicine: Official Journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine, 41(3):143-149.

[16] Wang, Y.T., Beale, D. et Moeizadeh, M. (1996). *An electronic device to measure drive and recovery phases during wheelchair propulsion: a technical note*, Journal of Rehabilitation Research and Development, 33(3):305-310.

[17] Leveque, J., M. (2004). *Évaluation des capacités physiques des athlètes spécialistes de course fauteuil.*, INSEP, p.54.

[18] Cooper, R.A. (2009). *SMARTWheel: From concept to clinical practice*, Prosthetics and Orthotics International, 33(3):198-209.

[19] Betz, K. (2007). *PUSHING, a simple task accomplished*, Paralyzed Veterans of America, :36.

[20] Coutts, K.D. (1990). *Kinematics of sport wheelchair propulsion*, Journal of Rehabilitation Research and Development, 27(1):21-26.

[21] *Le grand dictionnaire terminologique*. http://gdt.oqlf.gouv.qc.ca/ficheOqlf.aspx?Id_Fiche=3299142 (11 février 2013).

[22] Niesing, R., Eijskoot, F., Kranse, R., den Ouden, A.H., Storm, J., Veeger, H.E.., van der Woude, L.H.. et Snijders, C.J. (1990). *Computer-controlled wheelchair ergometer*, Medical and biological engineering and computing, 28(4):329–338.

[23] Devillard, X., Calmels, P., Sauvignet, B., Belli, A., Denis, C., Simard, C. et Gautheron, V. (2001). *Validation of a new ergometer adapted to all types of manual wheelchair*, European Journal of Applied Physiology, 85(5):479-485.

[24] Cooper, R.A. (1990). *An Exploratory Study of Racing Wheelchair Propulsion Dynamics*, Adapted Physical Activity Quarterly, 7:74-85.

[25] Theisen, D., Francaux, M., Fay, A. et Sturbois, X. (2007). *A New Procedure to Determine External Power Output During Handrim Wheelchair Propulsion on a Roller Ergometer: A Reliability Study*, International Journal of Sports Medicine, 17(08):564-571.

[26] Faupin, A., Gorce, P. et Thevenon, A. (Juillet). *A wheelchair ergometer adaptable to the rear-wheel camber*, International Journal of Industrial Ergonomics, 38(7-8):601-607.

[27] DiGiovine, C.P., Cooper, R.A. et Boninger, M.L. (2001). *Dynamic calibration of a wheelchair dynamometer*, Development, 38(1):41–55.

[28] De Groot, S., Veeger, D.H.E.J., Hollander, A.P. et V VAN DER WOUDE, L.H. (2002). *Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice*, Medicine & Science in Sports & Exercise, 34(5):756.

[29] Veeger, H.E., van der Woude, L.H. et Rozendal, R.H. (1991). *Within-cycle characteristics of the wheelchair push in sprinting on a wheelchair ergometer*, Medicine and Science in Sports and Exercise, 23(2):264-271.

[30] Lees, A. et Arthur, S. (1988). *An investigation into anaerobic performance of wheelchair athletes*, Ergonomics, 31(11):1529-1537.

[31] Patton, J., Murphy, M. et Frederick, F. (2008). *Maximal Power Outputs During the Wingate Anaerobic Test*, International Journal of Sports Medicine, 06(02):82-85.

[32] Foster, C. et Maud, P. (2008). *Physiological Assessment of Human Fitness-2nd Edition - Carl Foster, Peter Maud.* http://www.humankinetics.com/products/all-products/physiological-assessment-of-human-fitness-2nd-edition (24 septembre 2012).

[33] Santos, E.L., Novaes, J.S., Reis, V.M. et Giannella-Neto, A. (2010). *Low sampling rates bias outcomes from the Wingate test*, International Journal of Sports Medicine, 31(11):784 -789.

[34] Winter, D.A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 2nd Edition*, 2nd Edition., John Wiley & Sons Canada, Ltd.

[35] International Paralympic Committee (2011). *IPC Athletics. Classification, Rules and Regulations.*

[36] Fuss, F.K. (2009). *Influence of mass on the speed of wheelchair racing*, Sports Engineering, 12(1):41-53.

[37] Gordon, C.C., Churchill, T., Clauser, C.E., Bradtmiller, B. et McConville, J.T. (1989). *Anthropometric Survey of U.S. Army Personnel: Methods and Summary Statistics 1988.*

[38] Spungen, A.M., Wang, J., Pierson, R.N. et Bauman, W.A. (2000). *Soft tissue body composition differences in monozygotic twins discordant for spinal cord injury*, Journal of Applied Physiology, 88(4):1310 -1315.

[39] Proulx, D.*IMC 156 Méthodologie de conception*, Département de génie mécanique, Université de Sherbrooke.

[40] Langtange, H.P. (2012). *Finite difference methods for first order ODEs*, Center for Biomedical Computing, Simula Research Laboratory.

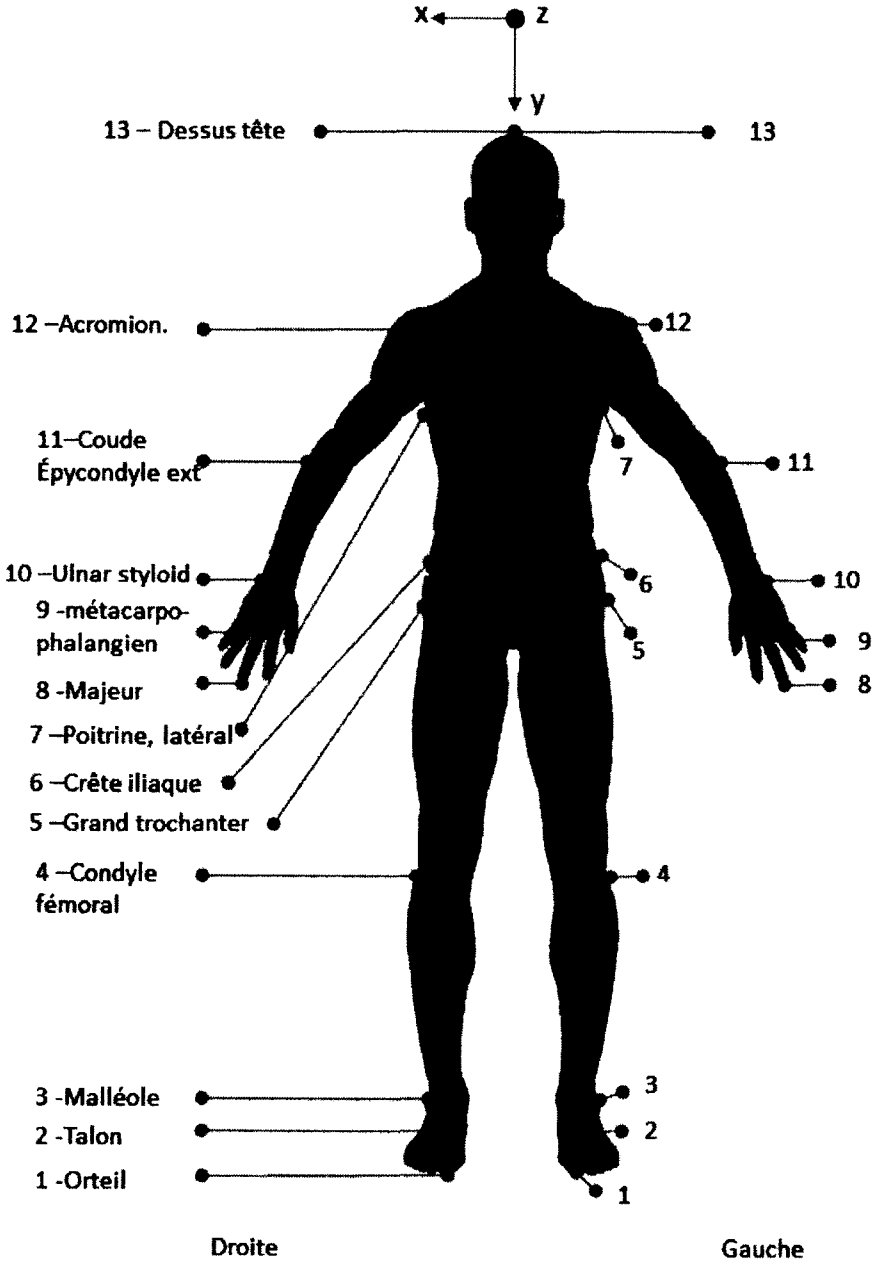
[41] Lu, X. et Khonsari, M.M. (2005). *On the Lift-off Speed in Journal Bearings*, Tribology Letters, 20(3-4):299-305.

[42] Giacomin, J. et Onesti, C. (1999). *Effect of Frequency and Grip Force on the Perception of Steering Wheel Rotational Vibration*, p.17–19.

ANNEXE A

MESURES ANTRHOPOMÉTRIQUES

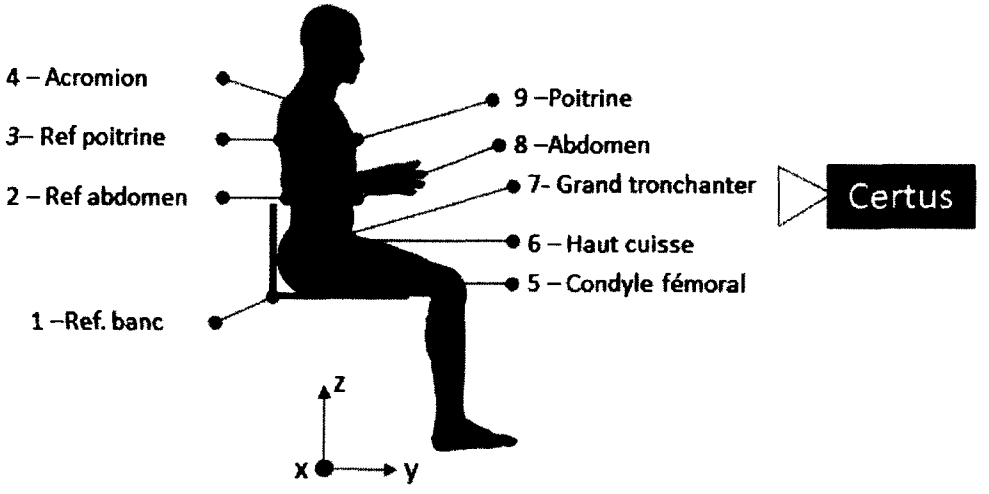
Mesures Optotrak



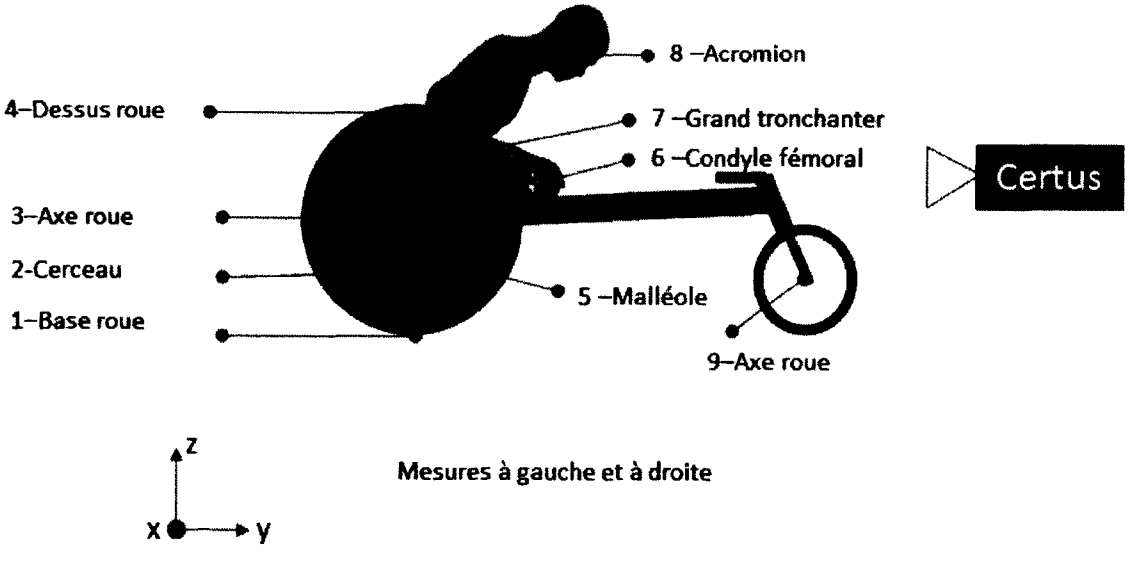
Position : couchée sur le dos, main en pronation

Certus

Mesures Optotrak -2

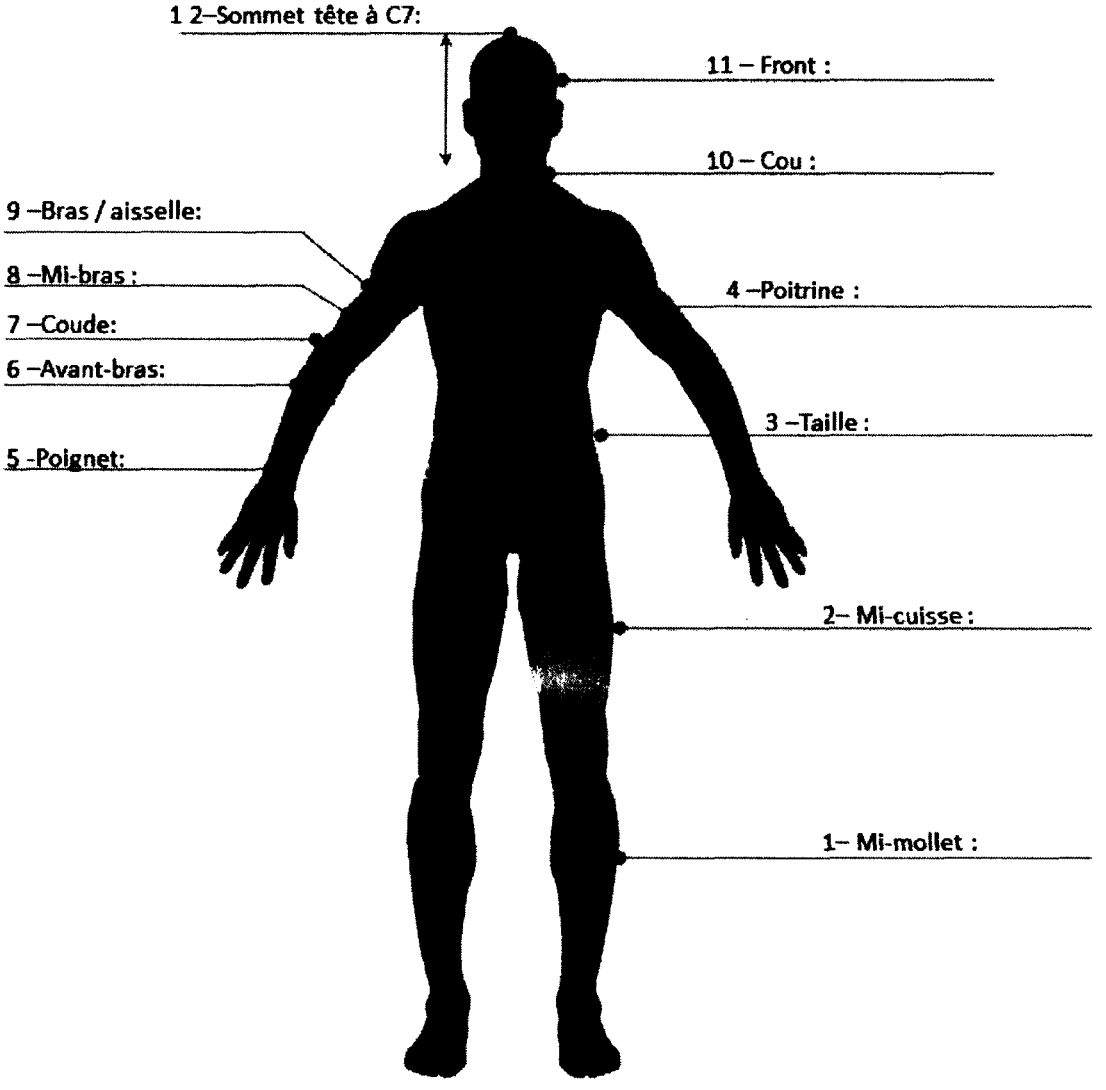


Position assise.



Mesures à gauche et à droite

Mesures manuelles
(circonférences)



Droite Gauche

Position : assis

ANNEXE B

CAHIER DES CHARGES FONCTIONNEL ET NOTES À LA CONCEPTION

Cahier des charges fonctionnel

F#	Fonction	Type	S#	Spécification d'ingénierie	Définition	Mesure	Niveau	Flexibilité	Source	NIC	NDT
F1	Évaluer la performance d'athlètes en fauteuil roulant	U	S1.1	Catégorie d'athlètes	Catégorie des athlètes qui auront accès à l'ergomètre selon la classification du Comité International Paralympique (CIP)	Classification du CIP	T51, T52, T53, T54	-	Client	3	1
			S1.2	Vitesse de course	Plage des vitesses atteintes en course	Tachymètre, vélocimètre	0 à 45km/h	± 1km/h	Mesure GPS (Section 3.2) Modélisation (Section 3.4)		1
			S1.3	Simuler des courses	Simuler réalistement les conditions qui prévalent sur la piste	Procédure de validation	-	-	Chapitre 6		3
F38	Simuler l'impédance mécanique dans différentes conditions d'utilisation	U								3	2
F6	Reproduire l'inertie du système athlète-fauteuil	U	S6	Forces inertielles apparentes	L'athlète doit ressentir une force de réaction lorsqu'il pousse équivalente à ce qu'il ressent sur la piste due à l'inertie de l'ensemble athlète-fauteuil	Procédure de validation	48kg	±1kg	Plus petite personne ciblée (Section 3.4 et Chapitre 6)	3	3
F9	Reproduire les forces aérodynamiques	U	S9	Précision de la force aérodynamique apparente	Précision de l'estimation de la force aérodynamique par simulation	Procédure de validation	< 2%	min	Fuss [36] et Chapitre 6	3	1
F10	Reproduire la résistance au roulement sur piste	U	S10	Précision de la force de frotttement apparente	Précision de l'estimation de la force de frottement par simulation	Procédure de validation	< 5%	min	Fuss [36] et Chapitre 6	3	1

F#	Fonction	Type	S#	Spécification d'ingénierie	Définition	Mesure	Niveau	Flexibilité	Source	NIC	NDT
F41	Compenser le frottement interne du système	T	S41	Temps de calibration	Temps nécessaire pour procéder à une calibration du système suite à une modification	Chronomètre	5min	max	Utilisateur	3	2
F40	Résister ou aider le mouvement	U	S40.1	Force maximale de l'unité de puissance	Force maximale que l'unité de puissance de l'ergomètre devra fournir tangentiellement à la roue	Cellule de charge	114N	min	Modélisation (Section 3.4)	3	2
			S40.2	Puissance maximale de l'unité de puissance	Puissance maximale que l'unité de puissance de l'ergomètre devra fournir	Fiche technique	450W	min	Modélisation (Section 3.4)		1
			S40.3	Puissance RMS de l'unité de puissance	Puissance RMS (root mean square) que l'unité de puissance de l'ergomètre devra fournir	Fiche technique	210W	min	Modélisation (Section 3.4)		1
F7	Commander le moteur fluidement	U	S7	Fréquence de contrôle	Fréquence de contrôle minimale de l'unité de puissance de l'ergomètre, assurant une sensation sans secousse à l'athlète.	Compteur logiciel	150Hz	min	Giacomin [42]	3	2
F8	Permettre l'effet « Wheely »	U	S8	Rotation du fauteuil	Rotation du fauteuil permise par rapport à l'axe des roues pour simuler l'effet « wheely » dû au déplacement du centre de masse	Inclinomètre	5degrés	± 2degrés	Mesure en laboratoire	2	3
F2	Mesurer la puissance de poussée	U								3	2
F3	Mesurer l'asymétrie gauche droite	U	***Transférée au projet de maîtrise sur l'acquisition de données en fauteuil roulant de course***							3	3
F5	Mesurer la puissance nette transférée	U	S5	Taux d'acquisition	Taux d'acquisition minimal pour enregistrer la puissance nette transférée	Compteur logiciel	1kHz	min	Cooper [24]	3	2

F#	Fonction	Type	S#	Spécification d'ingénierie	Définition	Mesure	Niveau	Flexibilité	Source	NIC	NDT
F28	Enregistrer les données sur disque pour post analyse	U	S28	Espace mémoire	Temps d'acquisition maximal pour lequel il faut avoir l'espace mémoire pour enregistrer les données lors de tests pour analyse en post traitement	Fiche technique	120min	min	Temps d'un marathon du CIP	3	1
F39	Supporter l'athlète dans son fauteuil	U	S39	Masse	Masse à supporter - Athlète masculin 95e percentile et son fauteuil	Calcul	98kg	max	Gordon [37] Spangen [38] Client	3	1
F27	Recevoir le fauteuil actuel des athlètes	C	S27	Type d'essieu	Type d'essieu des fauteuils à recevoir	Essai expérimental	Essieux droit, en V et en O	min	Client	3	2
F26	Faciliter l'accessibilité par les athlètes	C	S26	Rampe d'accès	Pente maximale de la rampe d'accès pour que les athlètes puissent avoir accès à l'ergomètre	Ruban à mesurer	1/4	max	Client	2	1
F42	Supporter l'athlète dans un fauteuil configurable	U	S42	Masse	Masse à supporter - Athlète masculin 95e percentile	Calcul	88kg	max	Gordon [37] Spangen [38]	3	2
F19	Changer la configuration de position rapidement	E	S19	Temps de configuration	Temps maximum pour effectuer un changement de configuration	Chronomètre	5min	max	Utilisateur	3	3
F21	Ajuster l'angulation de l'athlète	U	S21	Plage d'angulation	Plage d'angulation dans le plan sagittal sur lequel on peut faire tourner l'athlète	Inclinomètre	± 5degrés	± 2degrés	Estimation	2	2
F22	Ajuster la position antéro-postérieure de l'athlète	U	S22	Plage d'ajustement antéro-postérieure	Plage d'ajustement de la position antéro-postérieure à partir de la position de référence	Ruban à mesurer	12cm	min	Masse [1] et Mesures anthropo (Section 3.1)	3	2

F#	Fonction	Type	S#	Spécification d'ingénierie	Définition	Mesure	Niveau	Flexibilité	Source	NIC	NDT
F23	Ajuster l'angle de carrossage des roues	U	S23	Plage d'ajustement de l'angle de carrossage	Plage d'ajustement de l'angle de carrossage des roues	Inclinomètre	11 à 15 degrés	min	Mesures anthropo (Section 3.1) et Site Top end	3	1
F24	Ajuster la hauteur de l'athlète	U	S24	Plage d'ajustement de la hauteur	Plage d'ajustement de la hauteur de l'assise à partir de la position de référence	Ruban à mesurer	7.5cm	min	Masse [1] et Mesures anthropo (Section 3.1)	3	1
F13	**Interagir avec les utilisateurs et les systèmes externes**	**U**								**3**	**1**
F14	Effectuer les séquences de test	U	S14	Type de course	Distance des épreuves à simuler	Encodeur	100m, 200m, 400m, 800m, 1500m, 5000m, marathon	-	CIP	3	1
F16	Donner une rétroaction en temps réel à l'athlète	U	S16	Fréquence de rafraichissement	Fréquence minimale de rafraichissement pour l'affichage d'une nouvelle donnée	Compteur logiciel	30Hz	min	Utilisateur	2	1
F15	Interagir avec des systèmes de mesure externes	U	S15.1	Synchronisation analogique ou numérique	Temps maximal de décalage des données dû à une erreur de synchronisation - données analogiques ou numériques	Compteur logiciel	1ms	max	Taux d'acquisition (S5)	3	1
			S15.2	Synchronisation vidéo	Temps maximal de décalage des données dû à une erreur de synchronisation - données vidéos	Compteur logiciel	1trame	max	Utilisateur		1

F#	Fonction	Type	S#	Spécification d'ingénierie	Définition	Mesure	Niveau	Flexibilité	Source	NIC	NDT
F25	Être convivial	E	S25	Distance de l'athlète	Adapté le format des données pour qu'il soit facilement visualisable par l'athlète à cette distance	Ruban à mesurer	2m	max	Utilisateur	2	1

Légende :
Type : U = Usage, E = Estime, T = Technique, C = Contrainte
NIC = Niveau d'Importance Client de 1 à 3 … de moins à plus important
NDT = Niveau de Difficulté Technique de 1 à 3 … de moins à plus difficile

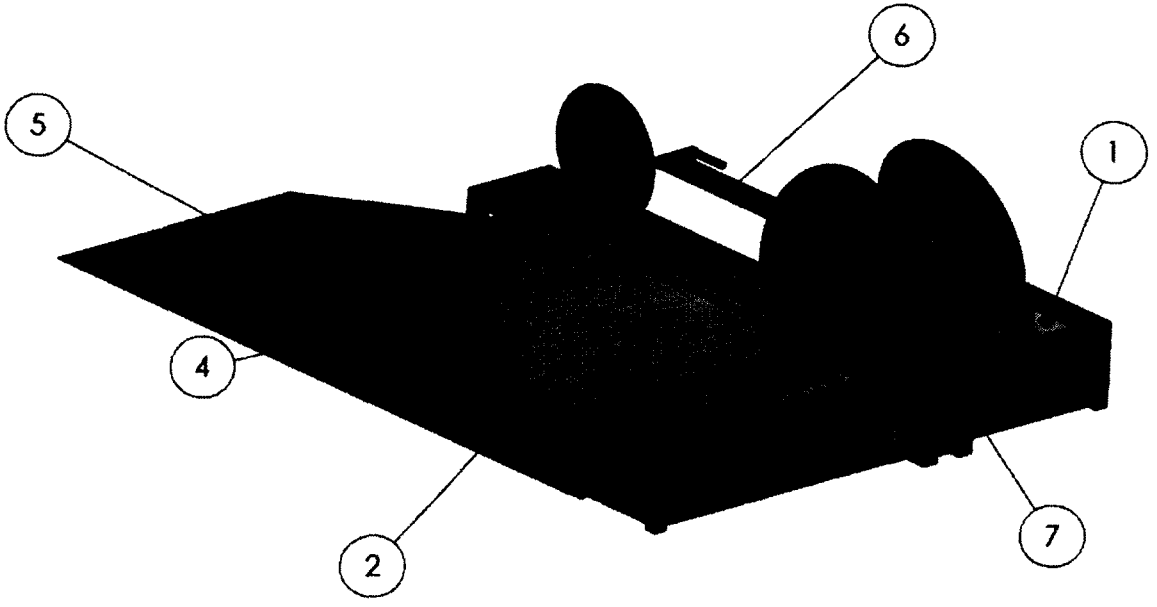
Notes à la conception

Il est parfois nécessaire de recourir à des notes à la conception pour certains besoins et fonctions qui sont difficilement transférables en spécification d'ingénierie, mais qui influenceront tout de même les choix de conception. C'est le cas typiquement pour les éléments qui sont difficilement mesurables ou qui servent de guide à la conception.

#	Fonction	Type	Description
F30	Respecter les contraintes du laboratoire PERSEUS	Contrainte	L'ergomètre et le fauteuil configurable doivent limiter le bruit et permettre aux autres projets d'évoluer en parallèle dans le laboratoire.
F31	Respecter l'espace disponible dans le laboratoire	Contrainte	Selon les projets en cours, l'espace disponible est variable. La minimisation de l'empreinte de l'ergomètre et du fauteuil configurable est souhaitable.
F32	Être fabricable à l'Université de Sherbrooke	Contrainte	Utiliser le plus de concepts qui peuvent être usinés et assemblés au Service de mécanique spécialisé de la Faculté de génie.
F33	Être à l'intérieur du budget	Contrainte	Enveloppe budgétaire maximale de 40 000 $ qui est aussi partagé avec le projet de maîtrise sur l'acquisition de données en fauteuil roulant de course. L'utilisation du budget dans l'un ou l'autre des projets sera révisée en cours de projet selon le gain potentiel pour le projet global.
F34	Utiliser l'alimentation électrique disponible	Contrainte	Différentes alimentations sont disponibles. À valider avec le service des immeubles et la disponibilité des composantes.
F35	Utiliser un maximum de pièces standard	Contrainte	Favoriser les composantes standards tels les profilés d'aluminium pour adaptation rapide, roulements et autres composantes disponibles à Sherbrooke. Le laboratoire favorise aussi l'utilisation de la plateforme Compact RIO de National Instruments pour le contrôle déterministe.
F36	Faciliter l'entretien	Estime	Minimiser les opérations d'entretien.
F37	Être déplaçable dans le laboratoire	Contrainte	Déplaçable à la main par 2-3 personnes (en tout ou en partie) ou avec l'aide d'outils disponible au Service de mécanique spécialisé de la Faculté de génie.
F12	Évoluer selon les résultats de recherche	Contrainte	Utiliser des composantes, logiciels et méthodes qui permettront de faire évoluer le système selon les besoins de la recherche.

ANNEXE C

PLANS MÉCANIQUES ET ÉLECTRIQUES



#	DESSIN	Titre	QTE
1	R057-01-00	Motorisation	1
2	R057-02-00	Support roue avant	1
3	R057-05-00	Boite droite	1
4	R057-07-00	Boite gauche	1
5	R057-06-00	Rampe	1
6	fauteuil type 1		1
7	R057-03-00	Systeme retenu	1

Date :
2013-02-05

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001

MATÉRIAU

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

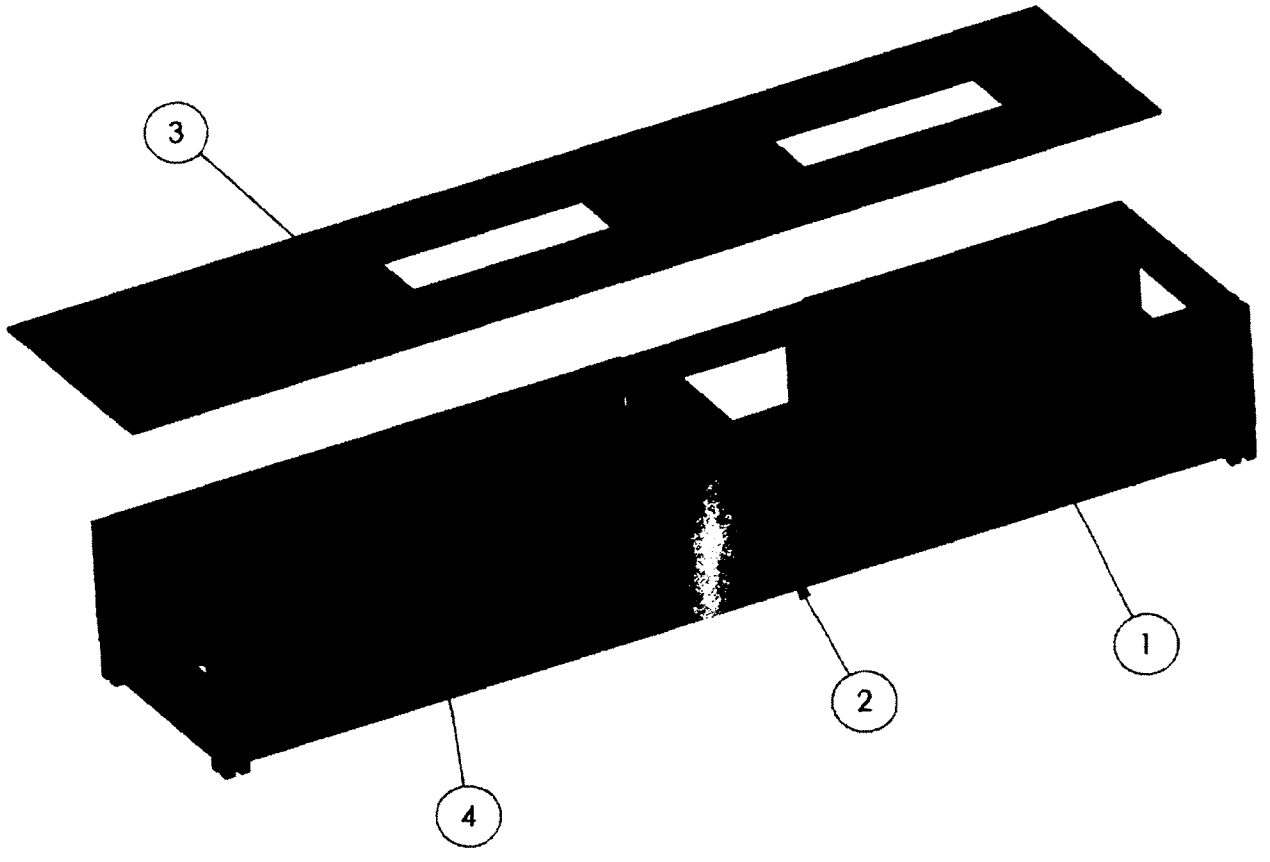
Titre :

Ergomètre Piste de Performance

DIM DWG. NO. REV
A R057-00-00 1

Échelle 1:20 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



#	DESSIN	Titre	QTE
1	R057-01-03-00	Assemblage des rouleaux	1
2	R057-01-01-00	Châssis motorisation	1
3	R057-01-04	Plancher motorisation	1
4	R057-01-02-00	Assemblage support de moteur	1

Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, Ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001

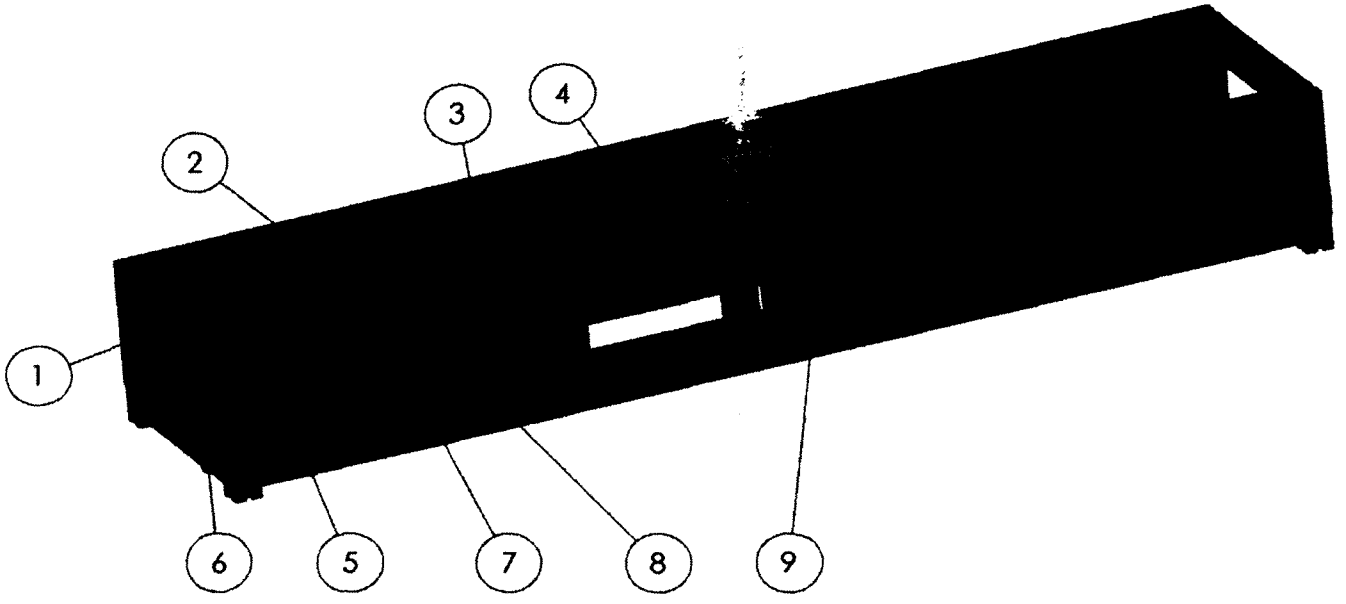
MATÉRIAU

Titre :

Motorisation

DIM DWG. NO. REV
A R057-01-00 1

Échelle 1:10 Feuille 1 de 1



#	DESSIN	Titre	QTE
1	Bosch 45x45 - 295mm		4
2	Bosch 45x45 - 1750mm		2
3	Bosch 45x45 - 310mm		4
4	Bosch 45x45 - 140mm		4
5	Bosch 45x90x90M - 1750mm		2
6	Bosch 45x90x90M - 310mm		2
7	R057-01-01-01		1
8	R057-01-01-02		1
9	R057-01-01-03		1

Date :
2013-02-05

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001
MATÉRIAU

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

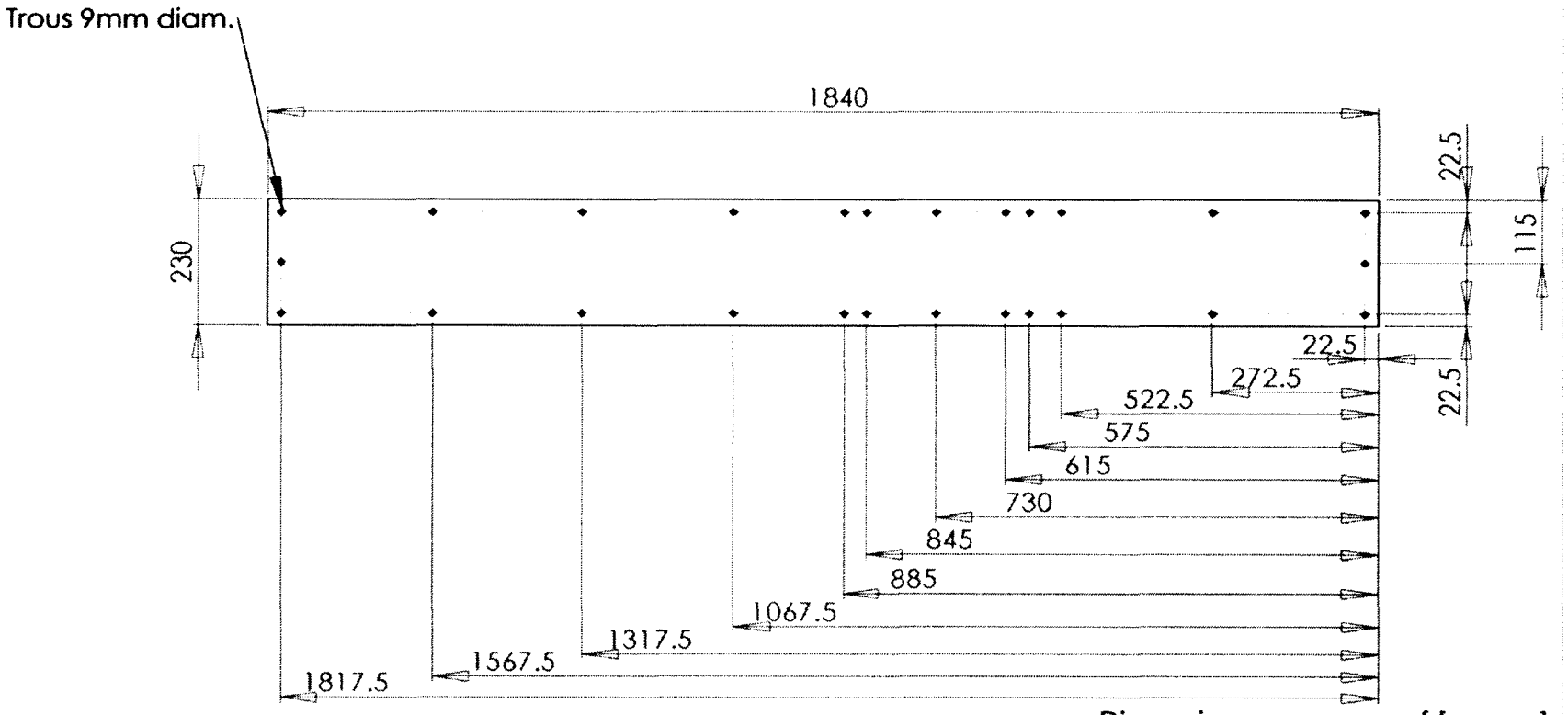
Titre :

Châssis motorisation

DIM A | DWG. NO. R057-01-01-00 | REV 1

Échelle 1:10 | Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date :
2013-02-05

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

MATÉRIAU

Aluminium 1/8'
Épaisseur

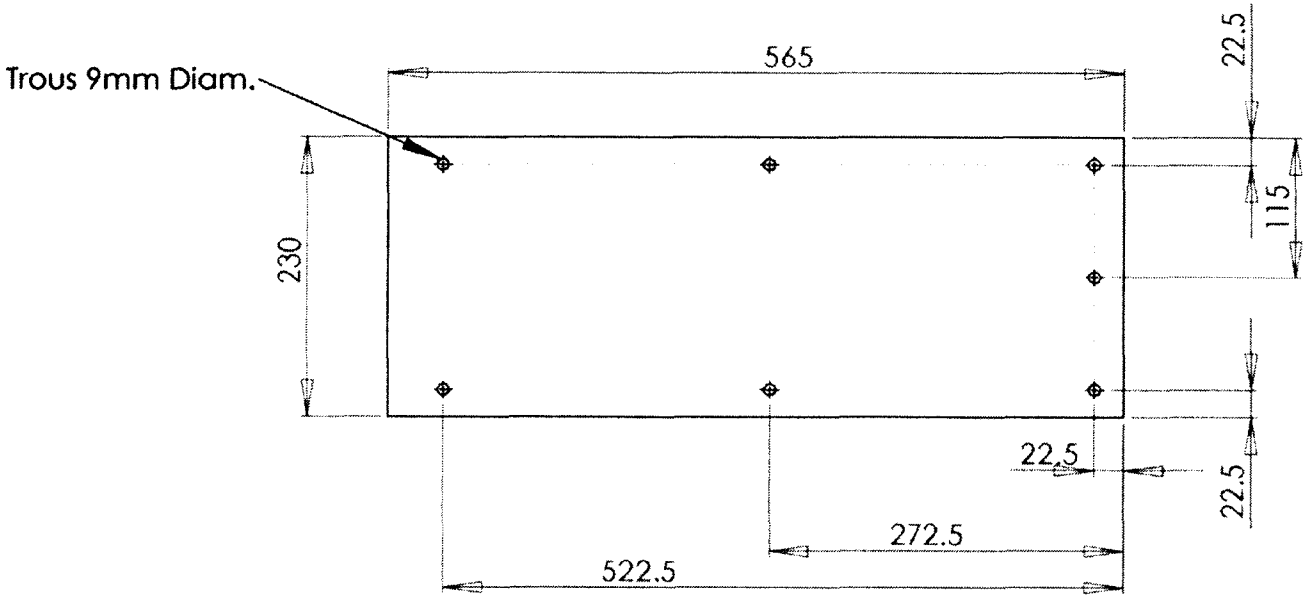
Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

Titre :

DIM DWG. NO. REV
A R057-01-01-01 1

Échelle 1:20 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

Titre :

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

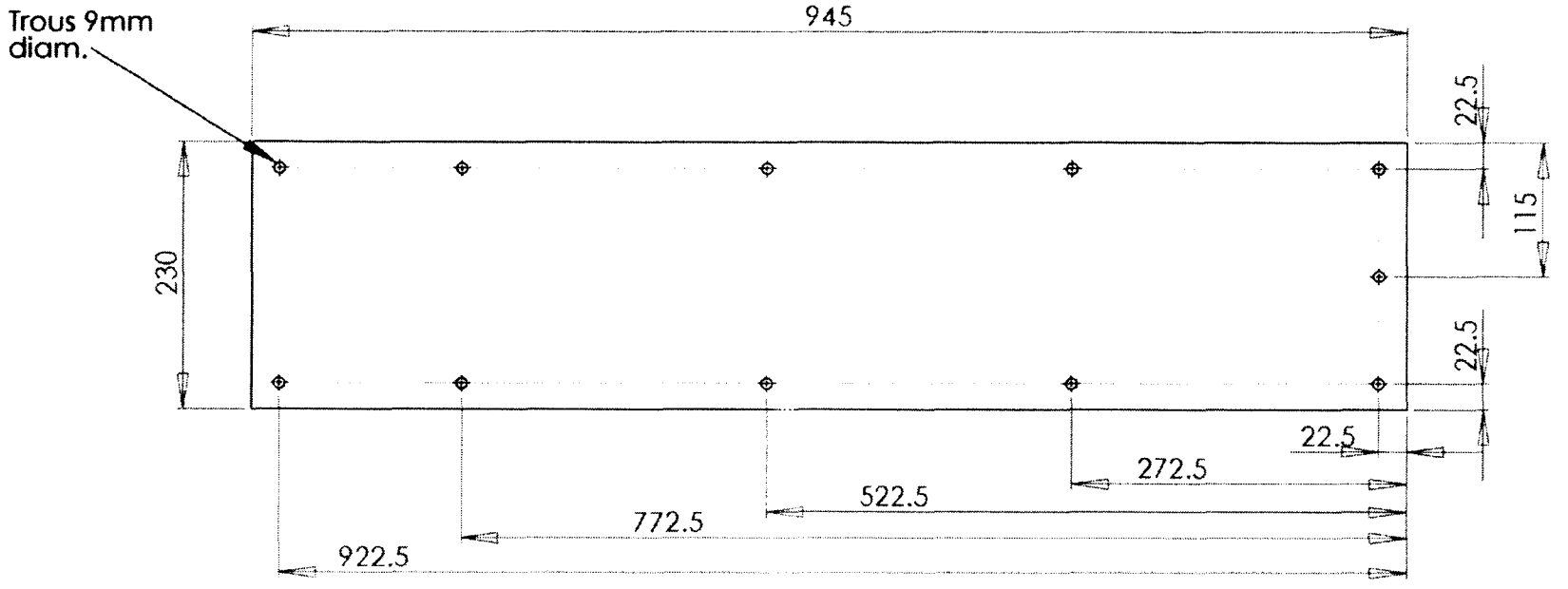
MATÉRIAU

Aluminium 1/8"
Épaisseur

DIM DWG. NO. REV
A R057-01-01-02 1

Échelle 1:5 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date : 2013-02-05

Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES

Titre :

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

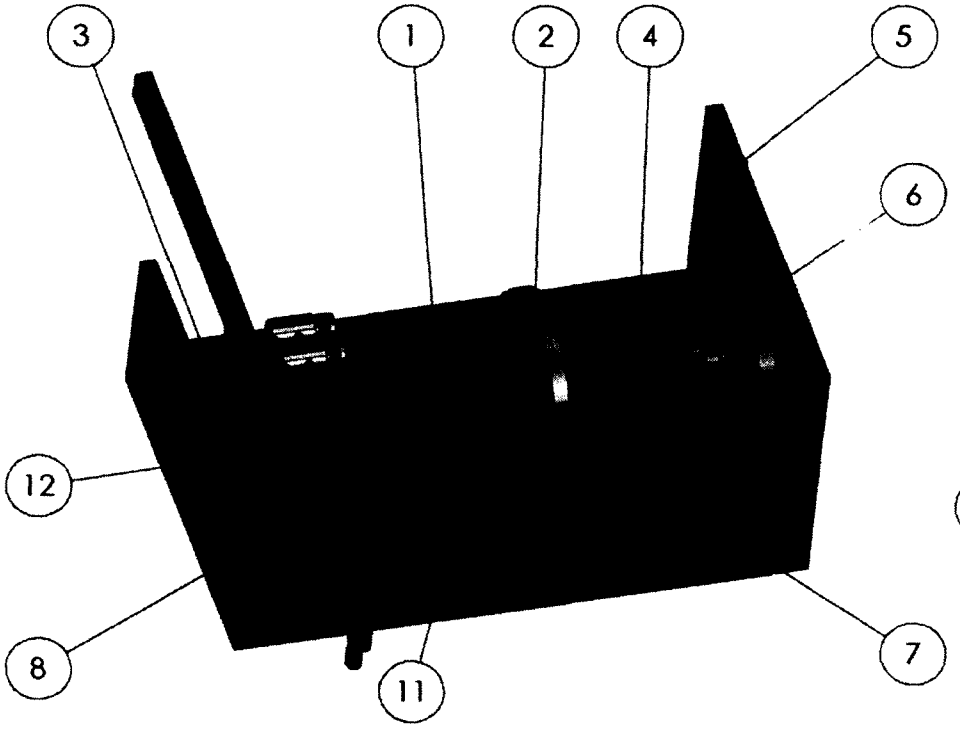
MATÉRIAU

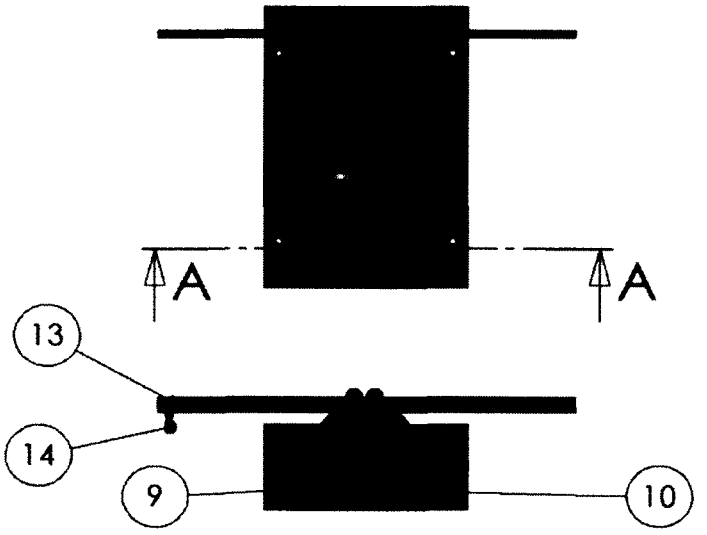
Aluminium 1/8" Épaisseur

DIM A | DWG. NO. R057-01-01-03 | REV 1

Échelle 1:10 | Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1





COUPE A-A
ECHELLE 1 : 10

#	DESSIN	Titre	QTE
1	AKM54X-ANCNR-00	Moteur AKM54H	1
2	R057-01-02-06	Disque moteur	1
3	TRT-500	Cellule de couple	1
4	3D_BK2_300_111	Accouplement R+W	1
5	R057-01-02-02	Plaque support de roulement	1
6	FYC_50_FM	Roulement SKF	1
7	R057-01-02-01	Plaque de fond	1
8	R057-01-02-04	Plaque support arrière	1
9	R057-01-02-05	Support camfollower	1
10	cf-3-4	Camfollower Mc Gill	2
11	R057-01-02-03	Renforts	2
12	R057-01-02-07	Plaque arriere moteur	1
13	R057-01-02-08	Barre de calibration	1
14	6154K11	Accouplement sphérique	1

Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001

MATÉRIAU

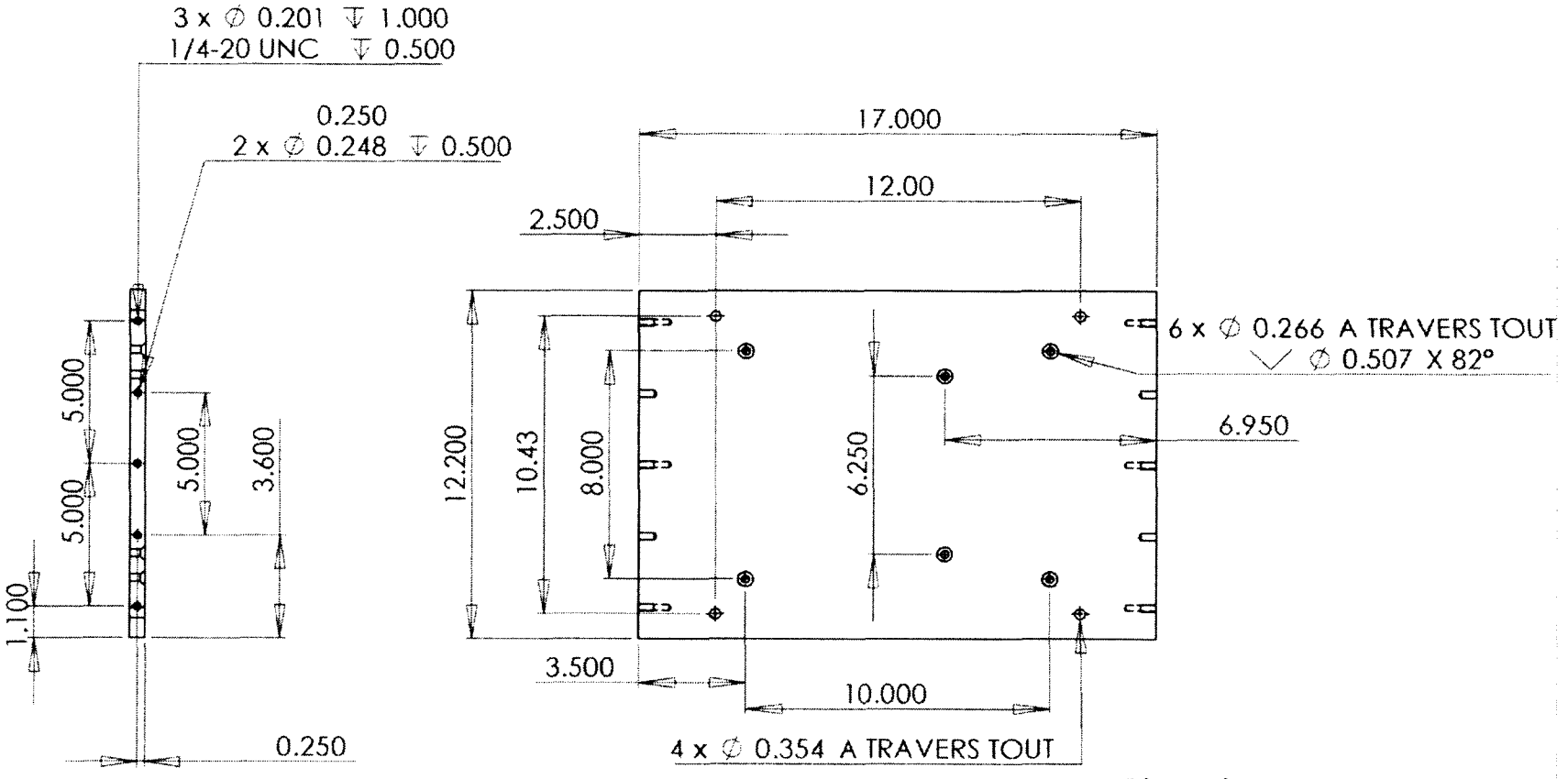
Titre :

Assemblage support de moteur

DIM DWG. NO. REV
A R057-01-02-00 1

Échelle 1:5 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



Dimensions en pouce

Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

Titre :

Plaque de fond

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001

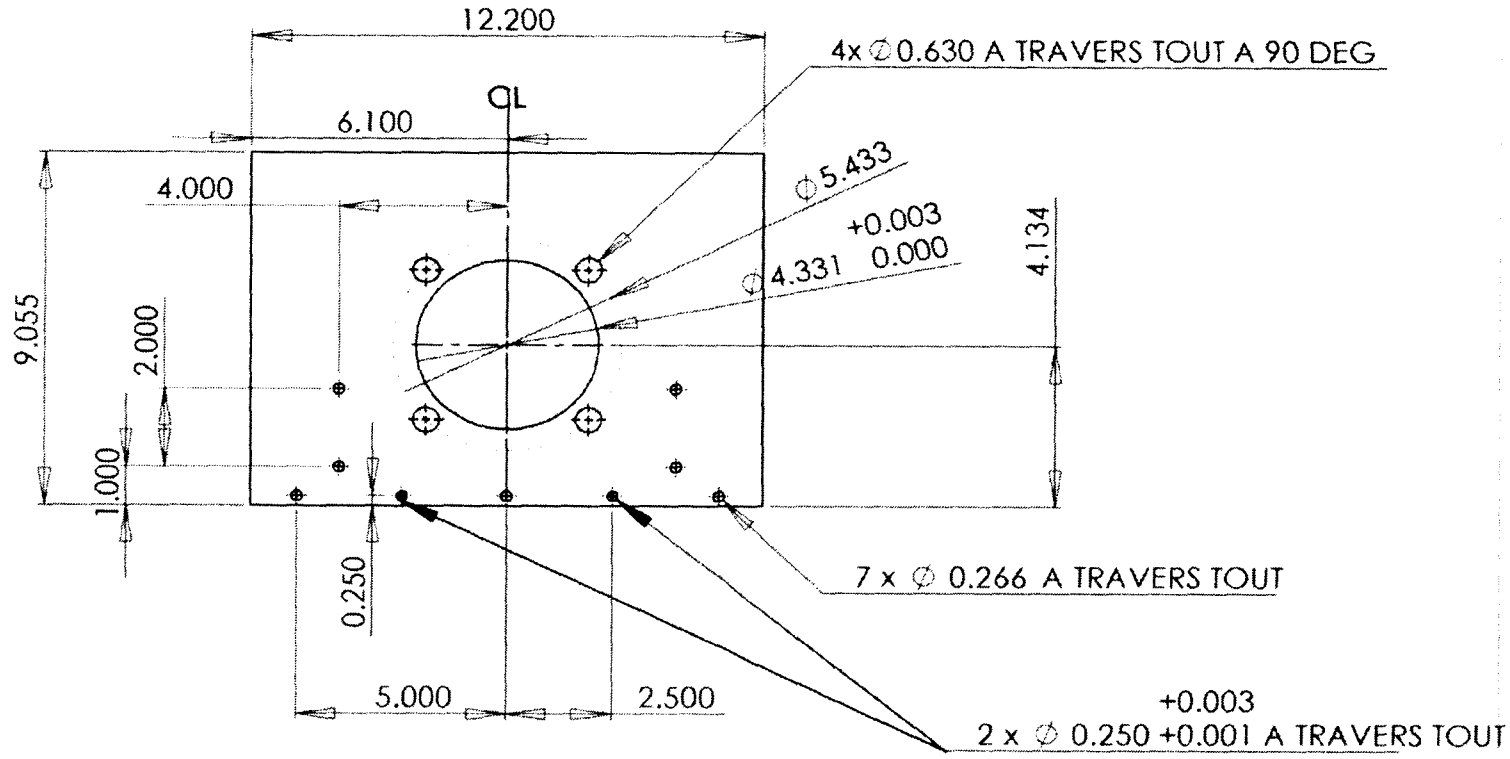
MATÉRIAU

Aluminium 6061 T6
1/2 pouce épais.

DIM DWG. NO. REV
A R057-01-02-01 1

Échelle1:5 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



Dimensions en pouce

Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001

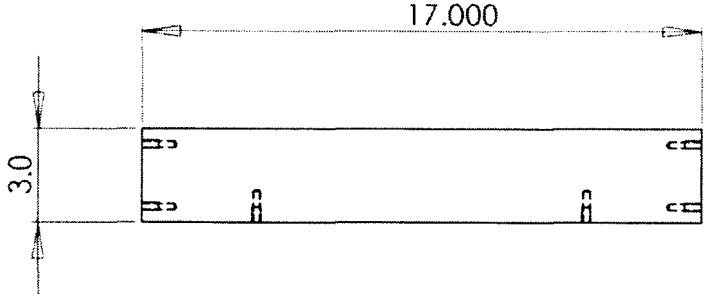
MATÉRIAU
Aluminium 6061 T6
1/2 po épais

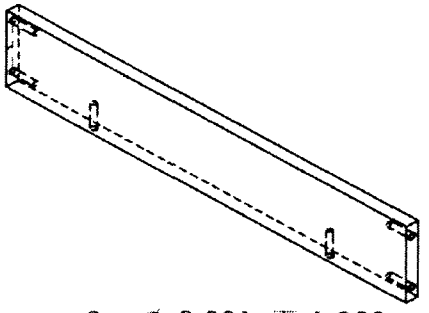
Titre :
Plaque support de roulement

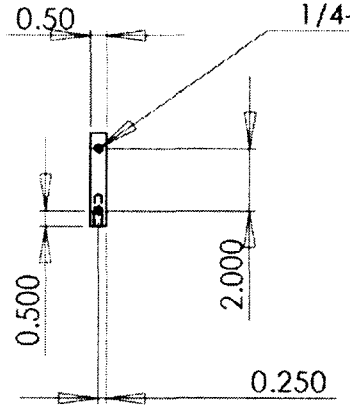
DIM DWG. NO. REV
A R057-01-02-02 1

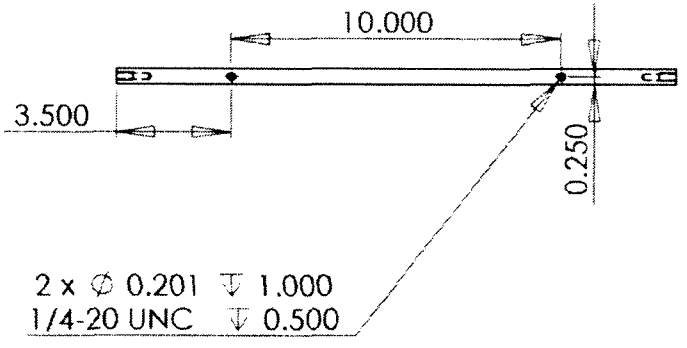
Échelle 1:4 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1









Dimensions en pouce

Date : 2013-02-05

Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES

Titre : **Renforts**

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001

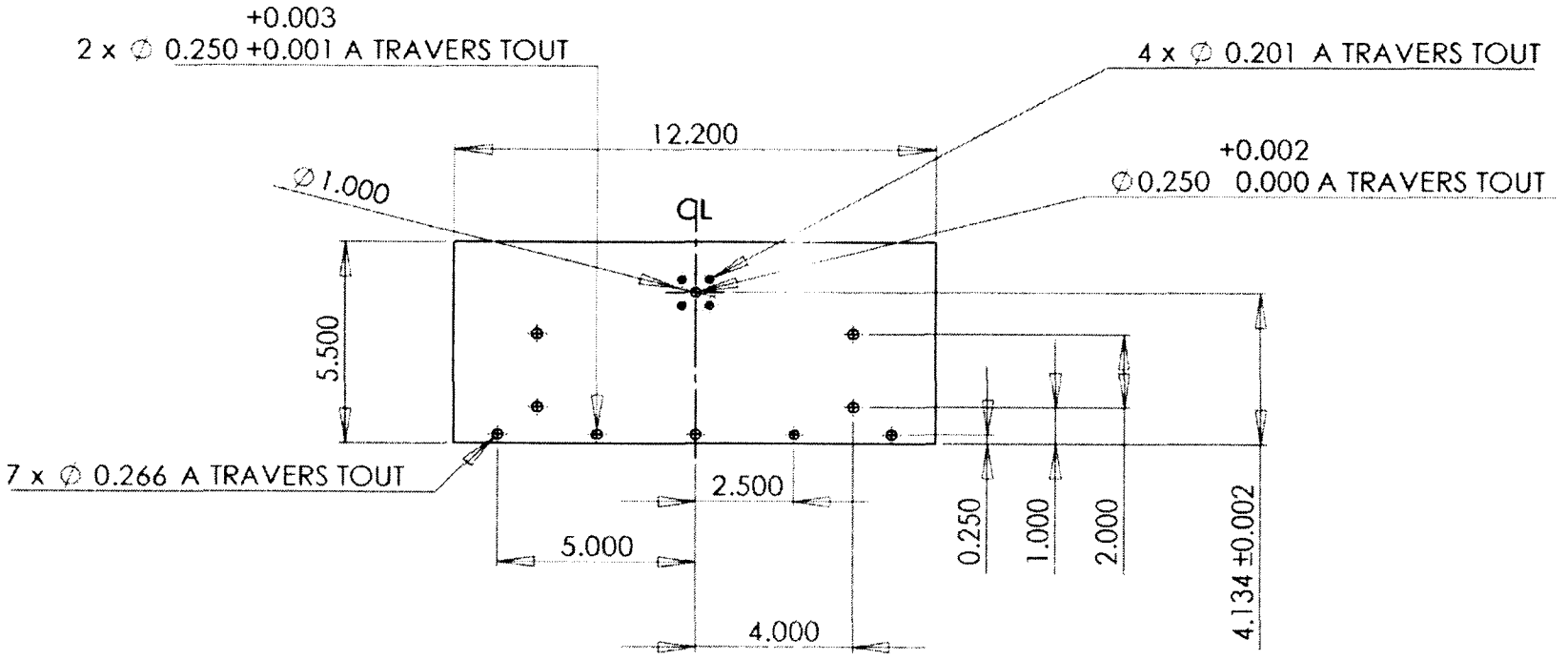
MATÉRIAU

Aluminium 6061 T6
1/2po épais

DIM A | DWG. NO. R057-01-02-03 | REV 1

Échelle 1:5 | Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



Dimensions en pouce

Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

Titre :

Plaque support arrière

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001

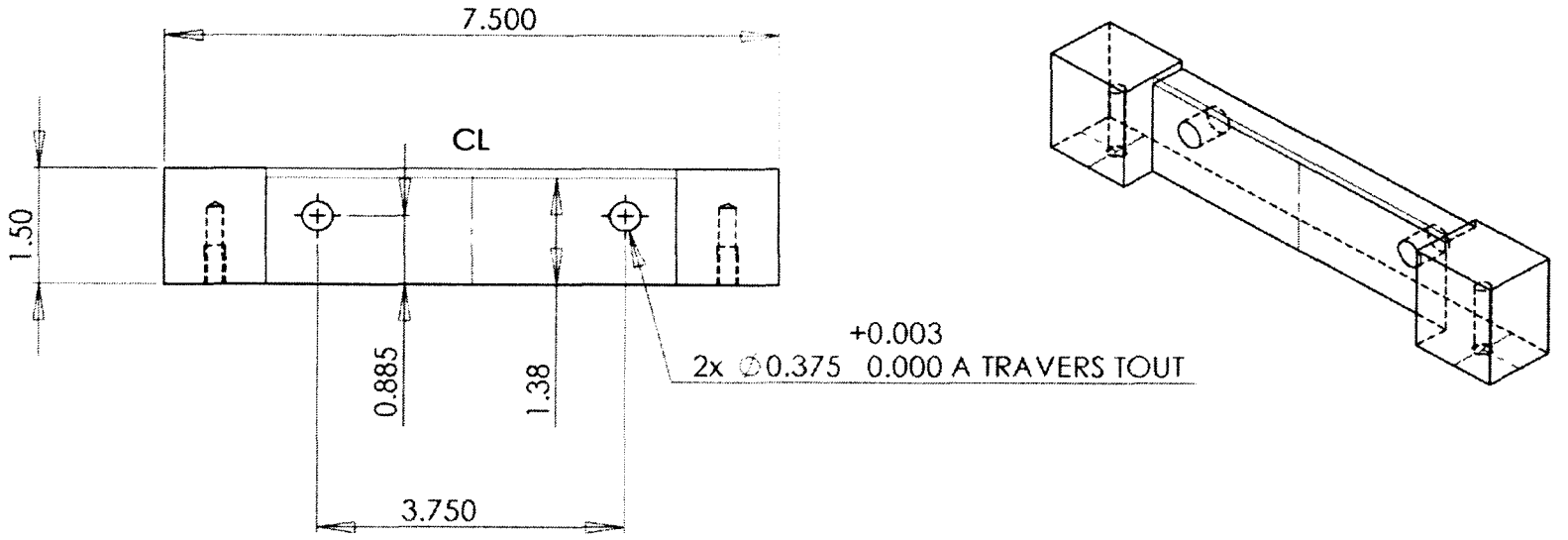
MATÉRIAU

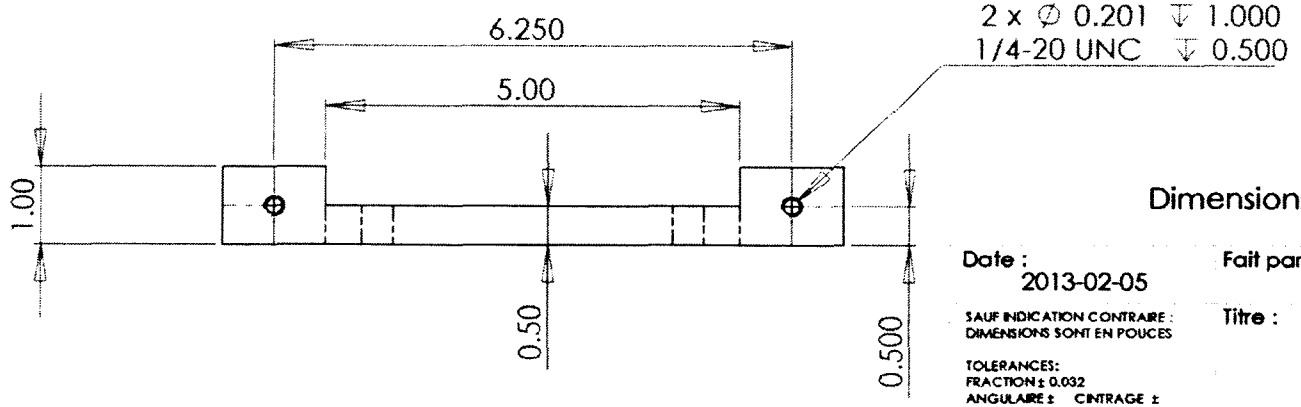
Aluminium 6061 T6
1/2 po Épais

DIM DWG. NO. REV
A R057-01-02-04 1

Échelle 1:4 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1





Dimensions en pouce

Date : 2013-02-05

Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES

Titre : **Support camfollower**

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001

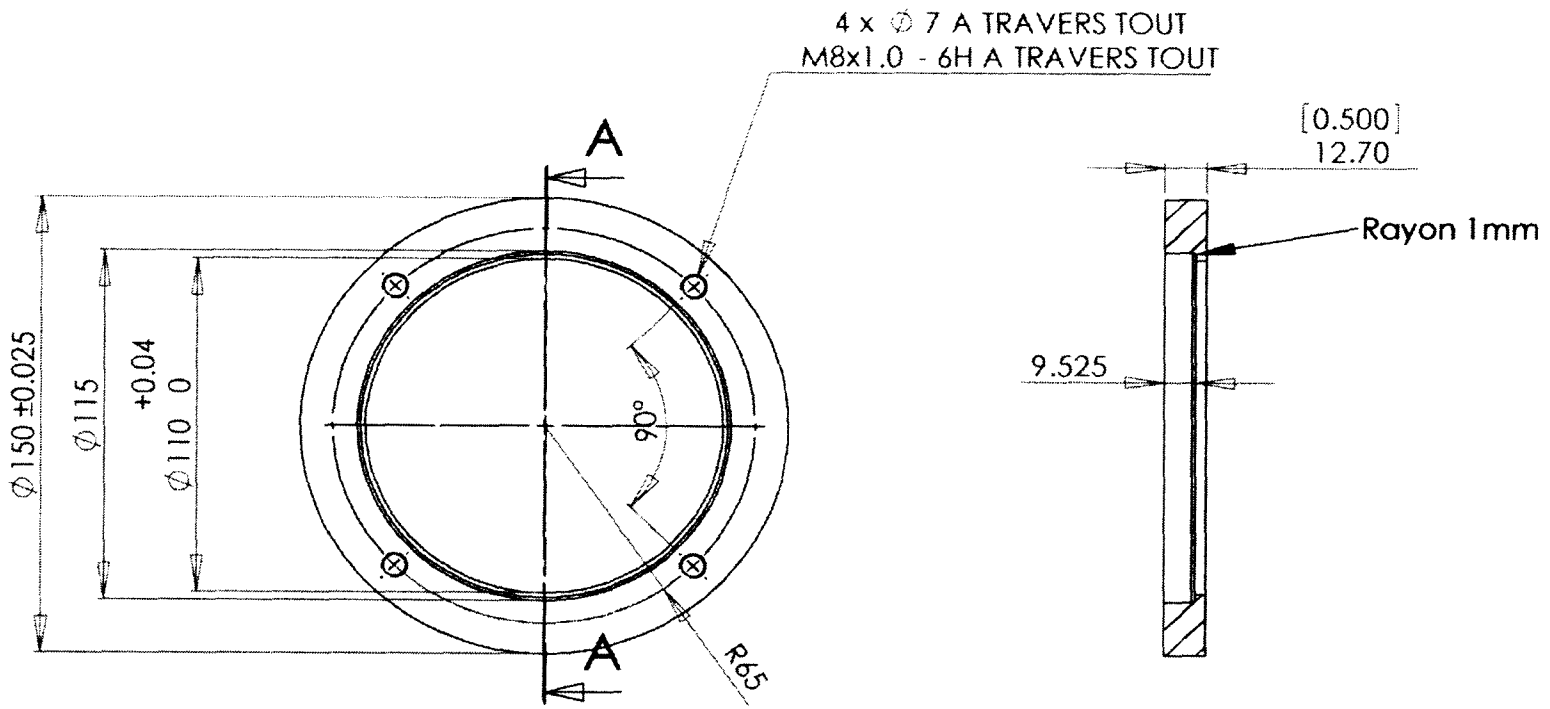
MATÉRIAU

Aluminium 6061 T6

DIM A | DWG. NO. R057-01-02-05 | REV 1

Échelle 1:2 | Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1

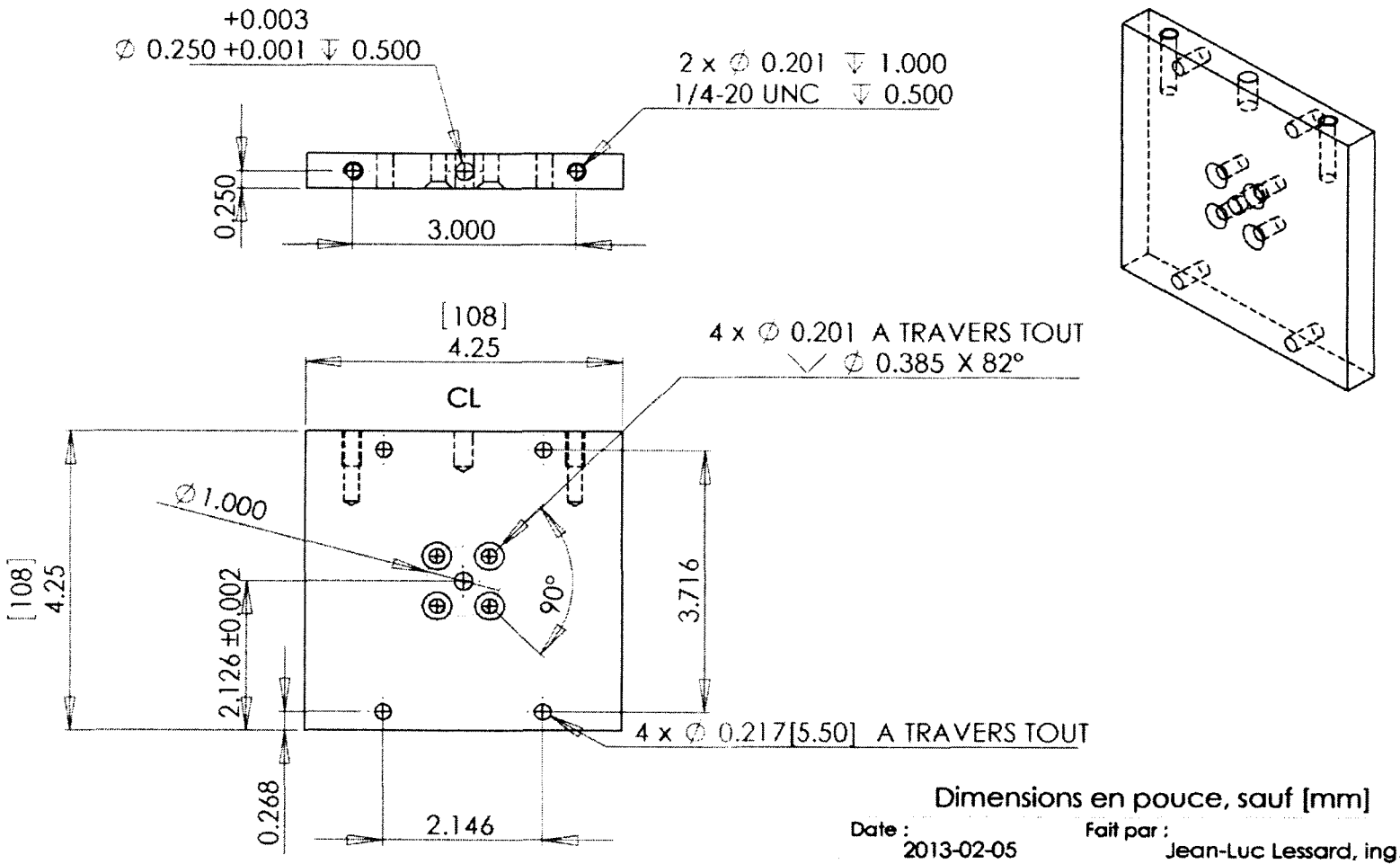


COUPE A-A

Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date : 2013-02-05	Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.
SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES	Titre : **Disque moteur**
TOLERANCES: FRACTION ± 0.5mm ANGULAIRE ± CINTRAGE ± 2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm 3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm	
MATÉRIAU: Aluminium 6061 T6	DIM A — DWG. NO. R057-01-02-06 — REV 1
	Échelle1:2 — Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



Dimensions en pouce, sauf [mm]

Date : 2013-02-05

Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES

Titre : **Plaque arriere moteur**

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001

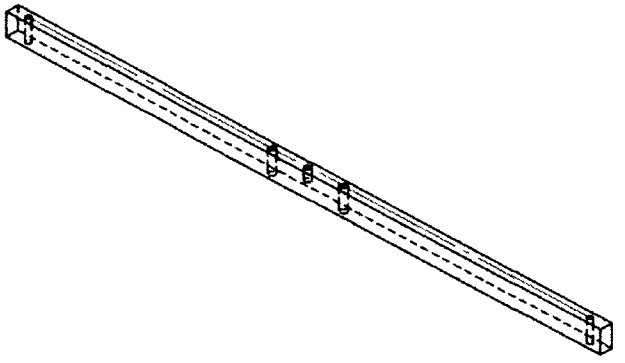
MATÉRIAU

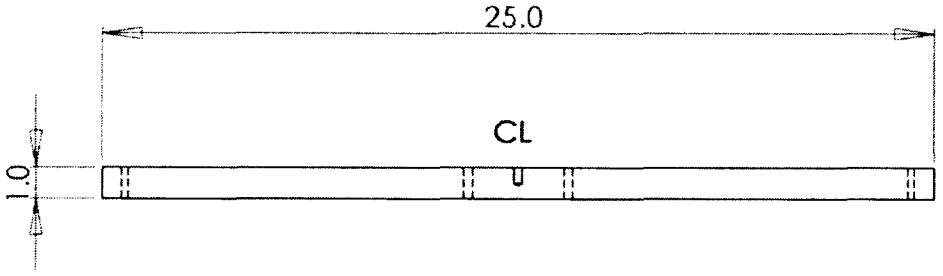
Aluminium 6061 T6
1/2 pouce épais

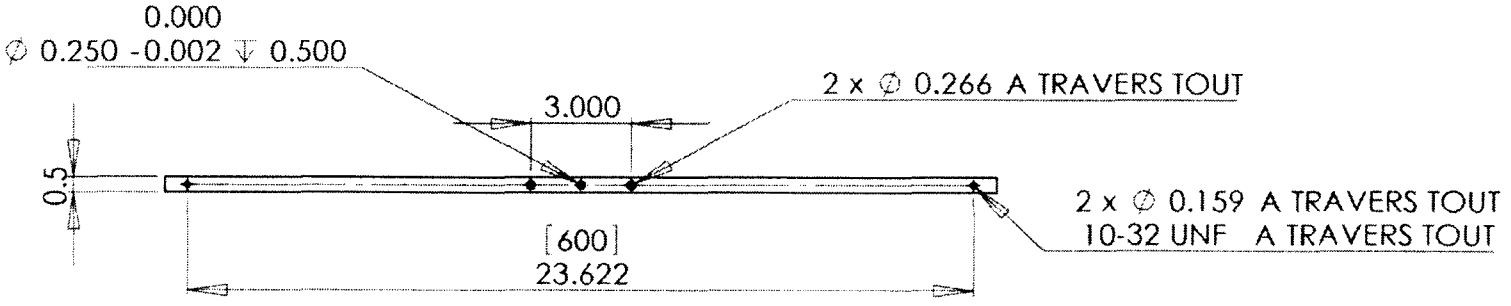
DIM A | DWG. NO. R057-01-02-07 | REV 1

Échelle1:2 | Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1







Dimensions en pouce, sauf [mm]

Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

Titre :

Barre de calibration

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001

MATÉRIAU

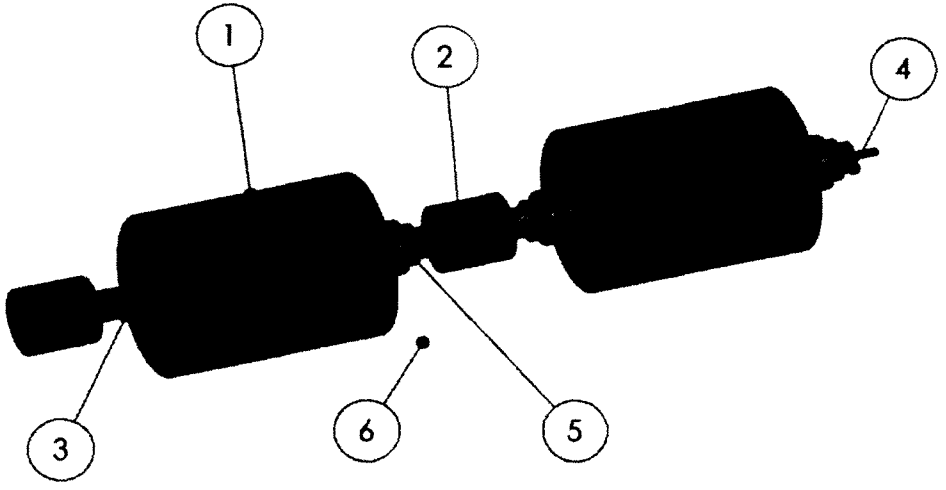
Aluminium 6061 T6
1/2 pouce épais

DIM DWG. NO. REV

A R057-01-02-08 1

Échelle 1:5 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



#	DESSIN	Titre	QTE
1	R057-01-03-01-00	Assemblage rouleau	2
2	3D_BK2_300_111	Accouplement R+W	2
3	R057-01-03-02	Arbre moteur	1
4	R057-01-03-03	Arbre 2	1
5	SY_50_FM	SY 50 FM	3
6	R057-01-03-04	Support bloc de roulement	3

Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

Titre :

Assemblage des rouleaux

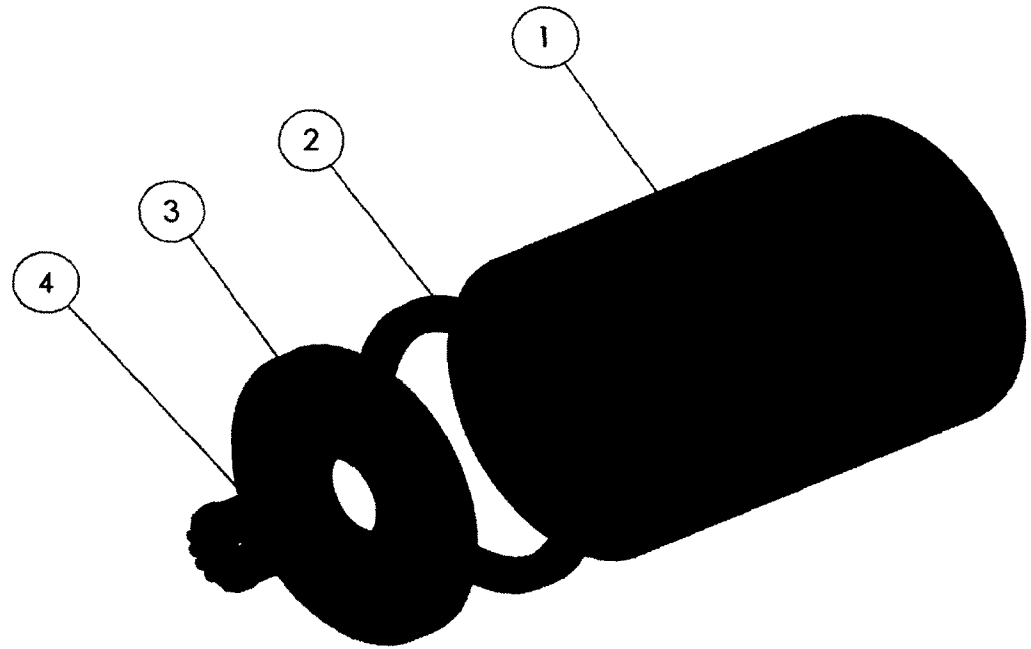
TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001

MATÉRIAU

DIM DWG. NO. REV
A R057-01-03-00 1

Échelle 1:10 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



#	DESSIN	Titre	QTE
1	R057-01-03-01-01	Rouleau	1
2	R057-01-03-01-02	Disque intérieur rouleau	2
3	R057-01-03-01-03	Disque de rouleau	2
4	MLM50	MLM50	2

Date :
2013-02-05

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001

MATÉRIAU

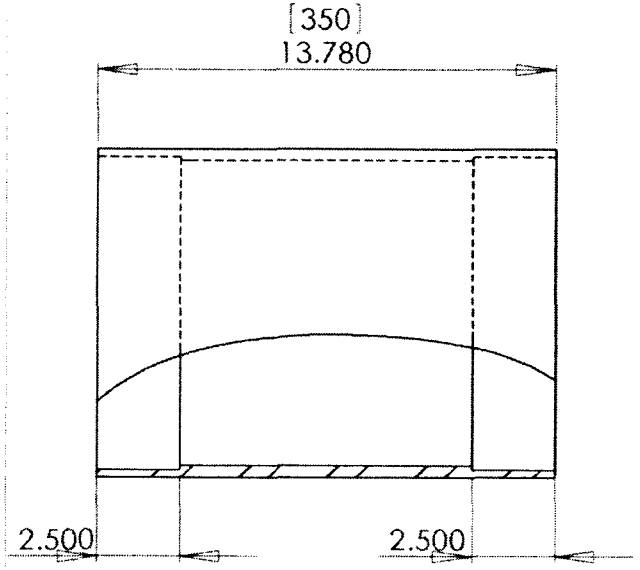
Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

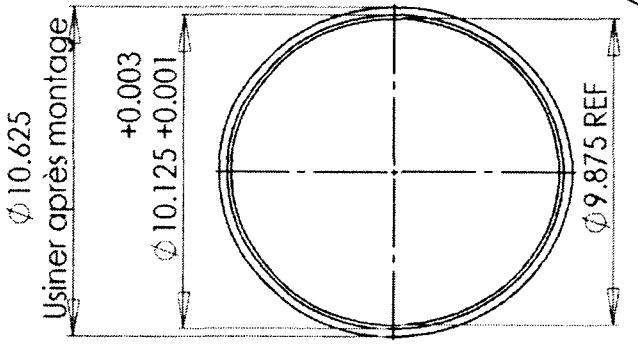
Titre :

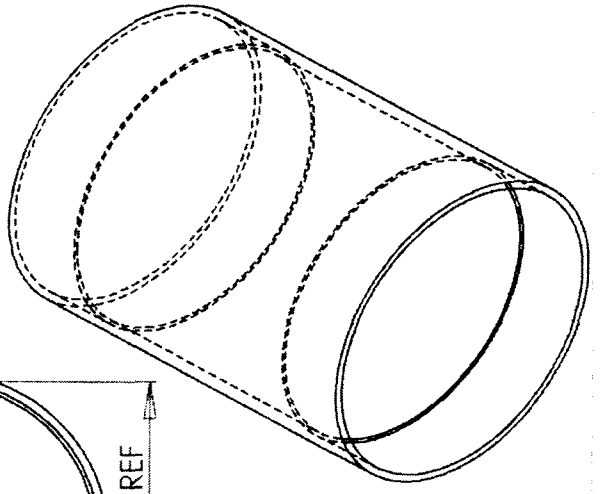
Assemblage rouleau

DIM DWG. NO. REV
A R057-01-03-01-00 1

Échelle 1:5 Feuille 1 de 1



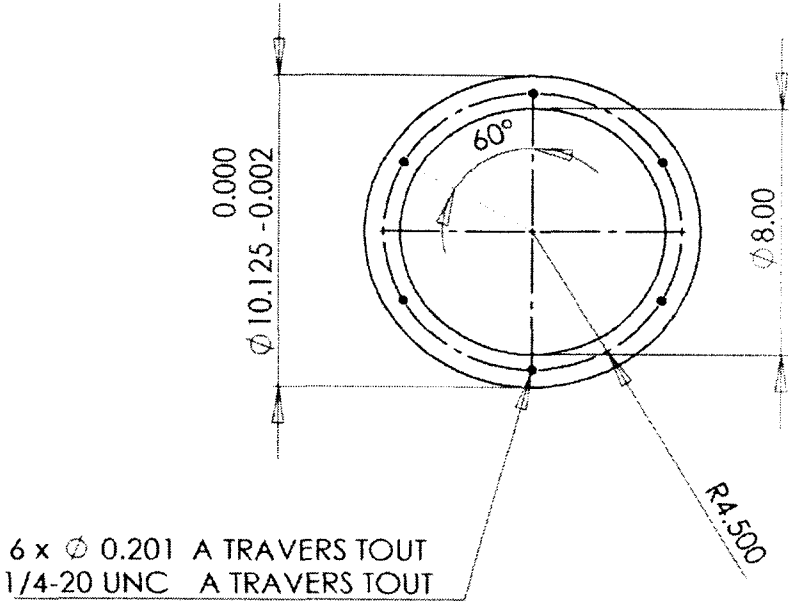


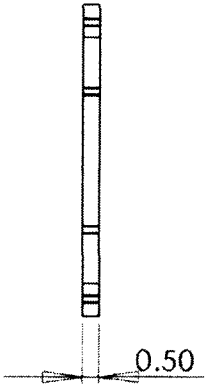


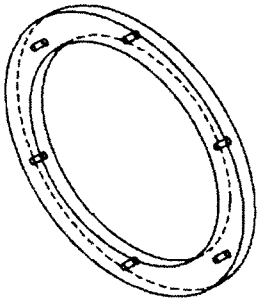
Dimensions en pouce, sauf [mm]

Date : 2013-02-05	Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.
SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES TOLERANCES: FRACTION ± 0.032 ANGULAIRE ± CENTRAGE ± DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015 TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001 MATÉRIAU Tuyau acier HSS 10 3/4po x .4375 mur	Titre : **Rouleau** DIM DWG. NO. REV A R057-01-03-01-01 1 Échelle 1:5 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



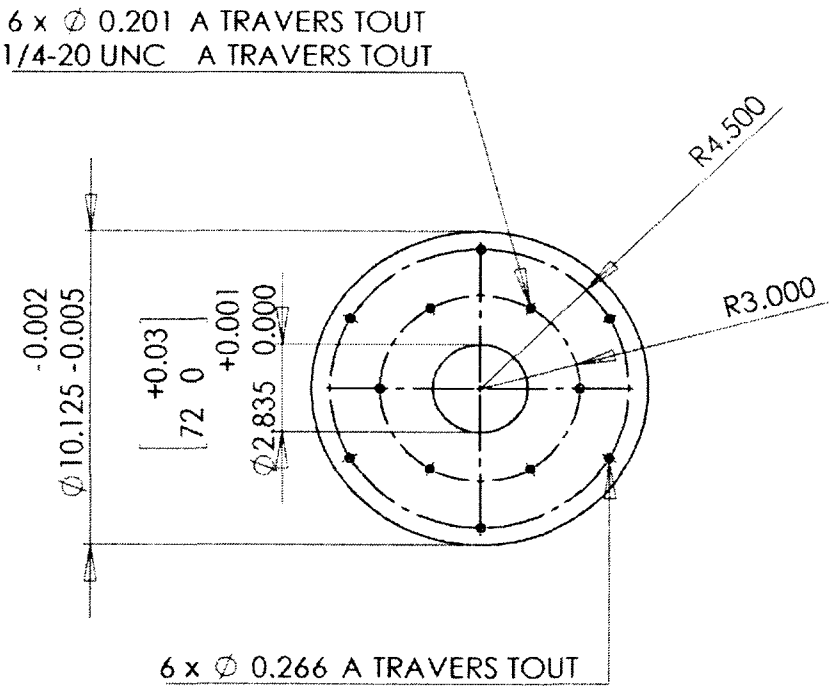


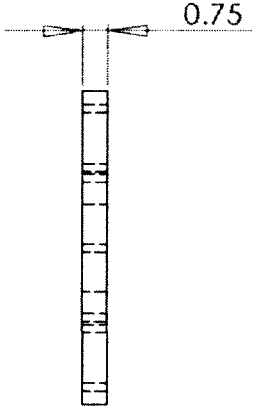


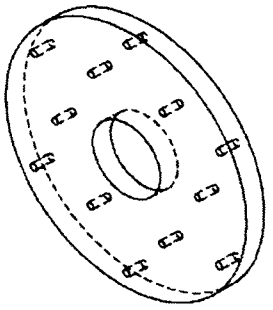
Dimensions en pouce

Date : 2013-02-05	Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.
SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES TOLERANCES: FRACTION ± 0.032 ANGULAIRE ± CINTRAGE ± DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015 TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001	Titre : **Disque Intérieur rouleau**
MATÉRIAU Acier 1020 C.R. 1/2 épais	DIM A DWG. NO. R057-01-03-01-02 REV 1 Échelle 1:5 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



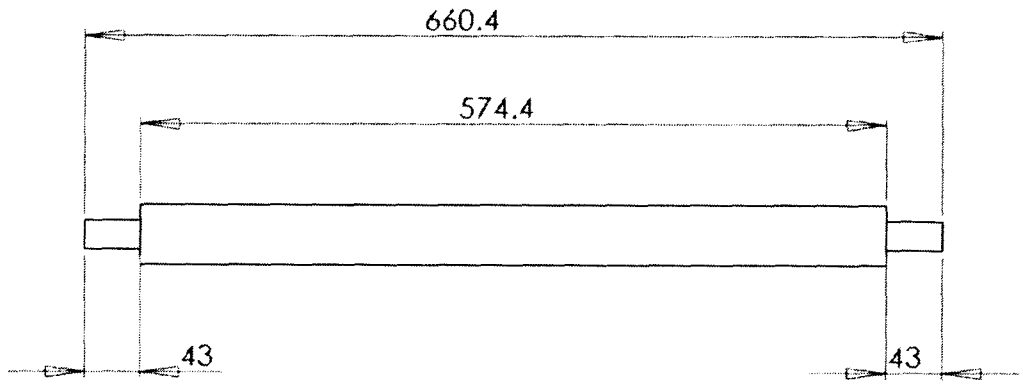


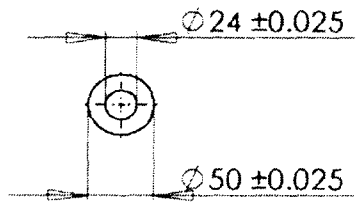


Dimensions en pouce, sauf [mm]

Date : 2013-02-05	Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.
SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES TOLERANCES: FRACTION ± 0.032 ANGULAIRE ± CINTRAGE ± DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015 TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001 MATÉRIAU Aluminium 6061 T6 3/4 épais	Titre : **Disque de rouleau** DIM DWG. NO. REV A R057-01-03-01-03 1 Échelle 1:5 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1





Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

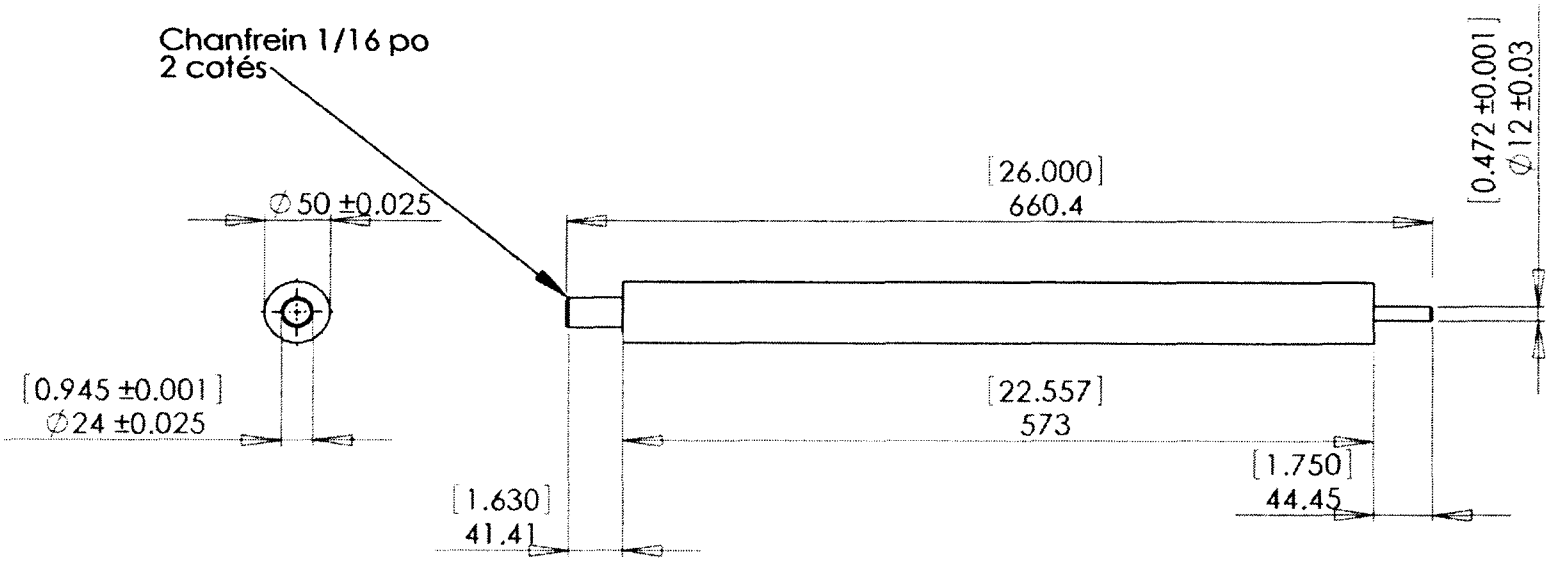
MATÉRIAU
Arbre acier meulé

Titre :
Arbre moteur

DIM	DWG. NO.	REV
A	R057-01-03-02	1

Échelle 1:5 Feuille 1 de 1

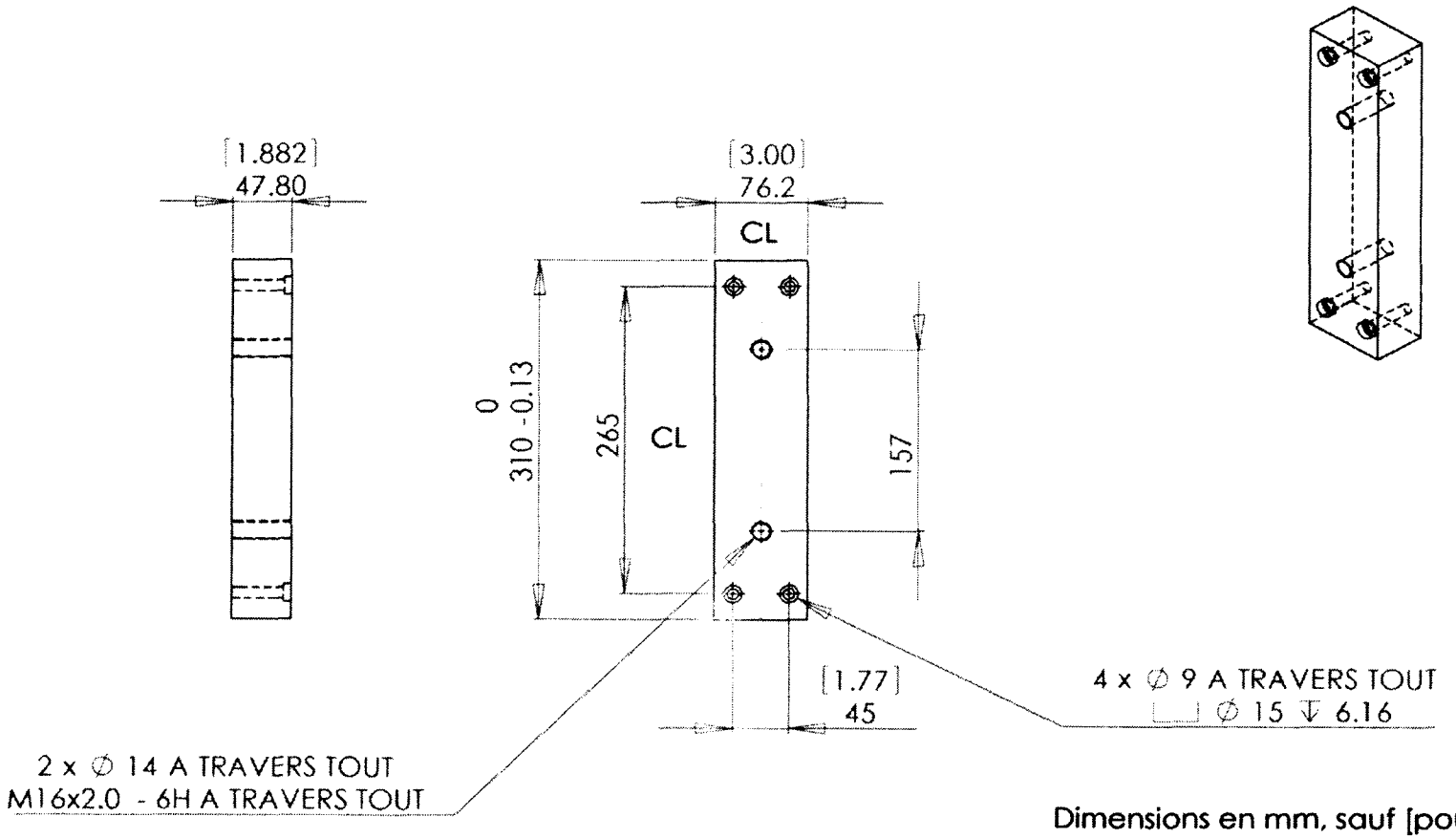
5 4 3 2 1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date : 2013-02-05	Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.
SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES TOLERANCES: FRACTION ± 0.5mm ANGULAIRE ± CINTRAGE ± 2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm 3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm	Titre : **Arbre 2**
MATÉRIAU Arbre acier meulé	DIM A — DWG. NO. R057-01-03-03 — REV 1
	Échelle 1:5 — Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

MATÉRIAU

Aluminium 6061 T6

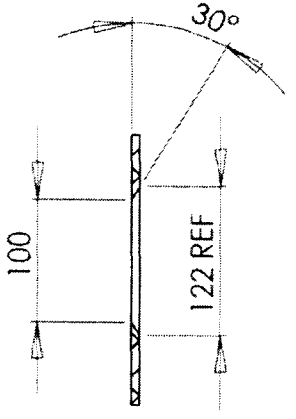
Titre :

Support bloc de roulement

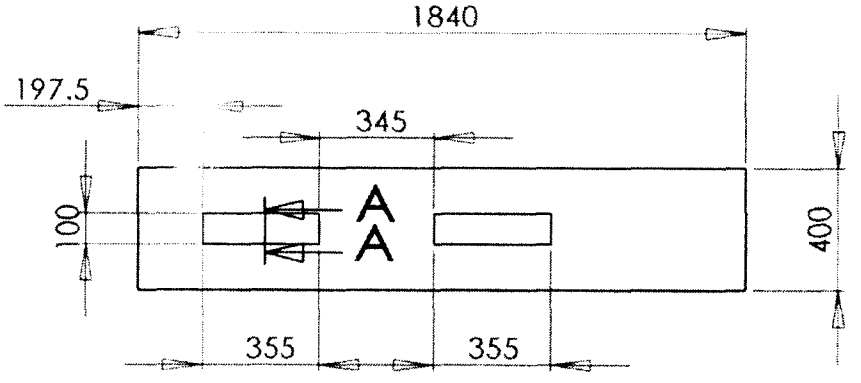
DIM DWG. NO. REV
A R057-01-03-04 1

Échelle 1:5 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



COUPE A-A
ECHELLE 1 : 5



Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

MATÉRIAU

Panneau fibre de verre 1/4 po épais

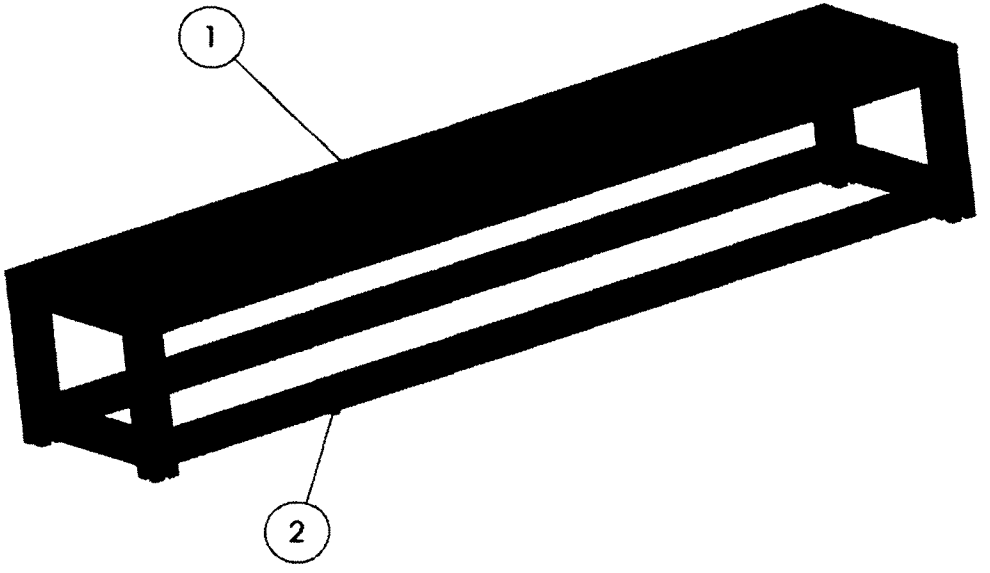
Titre :

Plancher motorisation

DIM DWG. NO. REV
A R057-01-04 1

Échelle 1:20 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



#	DESSIN	Titre	QTE
1	R057-02-01	Plancher avant	1
2	R057-02-02-00	Châssis avant	1

Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

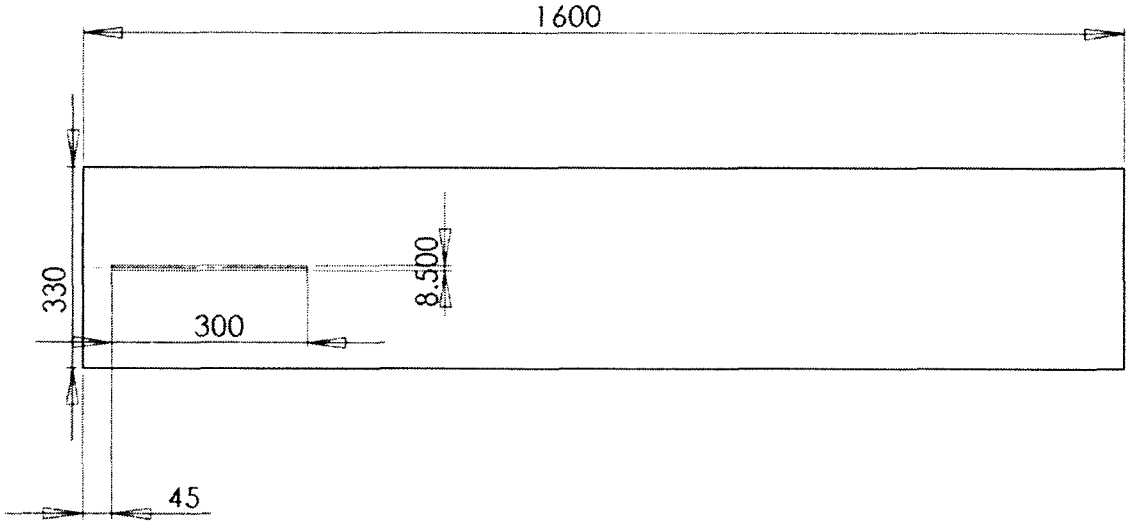
TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001
MATÉRIAU

Titre :

Support roue avant

DIM DWG. NO. REV
A R057-02-00 1

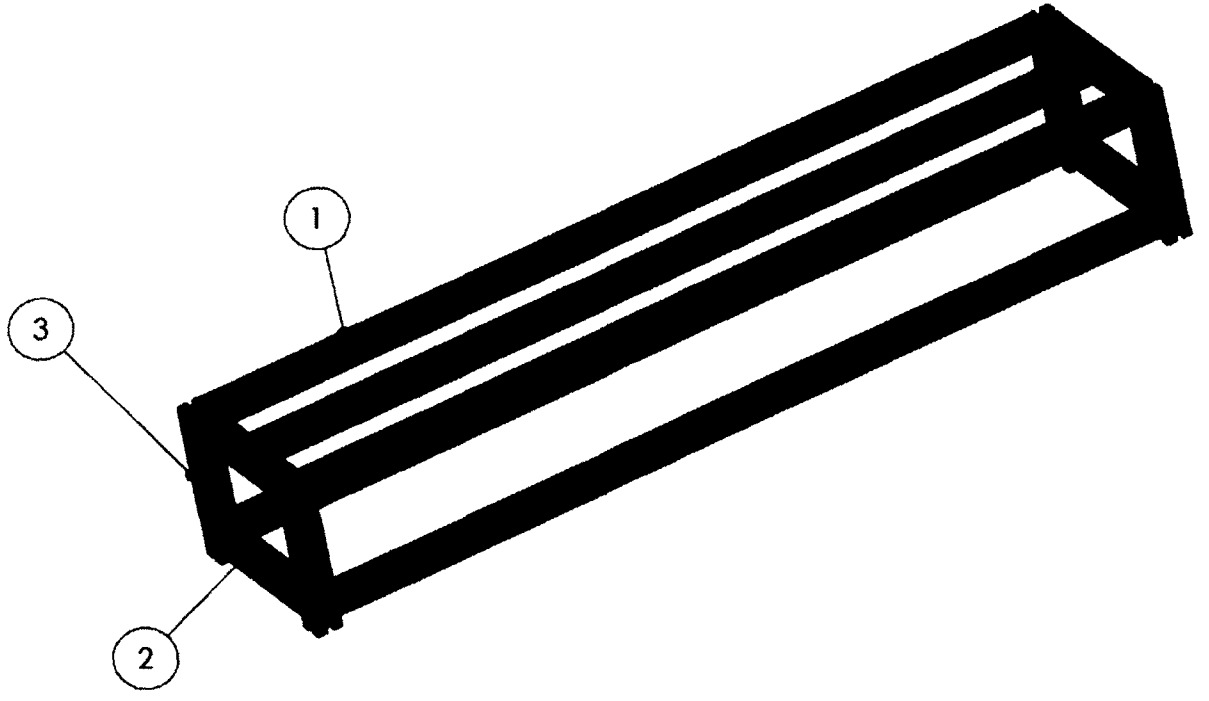
Échelle 1:10 Feuille 1 de 1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date : 2013-02-05	Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.
SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES	Titre : **Plancher avant**
TOLERANCES: FRACTION ± 0.5mm ANGULAIRE ± CINTRAGE ± 2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm 3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm MATÉRIAU	DIM DWG. NO. **A** R057-02-01 REV 1
	Échelle 1:10 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



#	DESSIN	Titre	QTE
1	Bosch 45x45 - 1510mm		5
2	Bosch 45x45 - 240mm		4
3	Bosch 45x45 - 295mm		4

Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001
MATÉRIAU

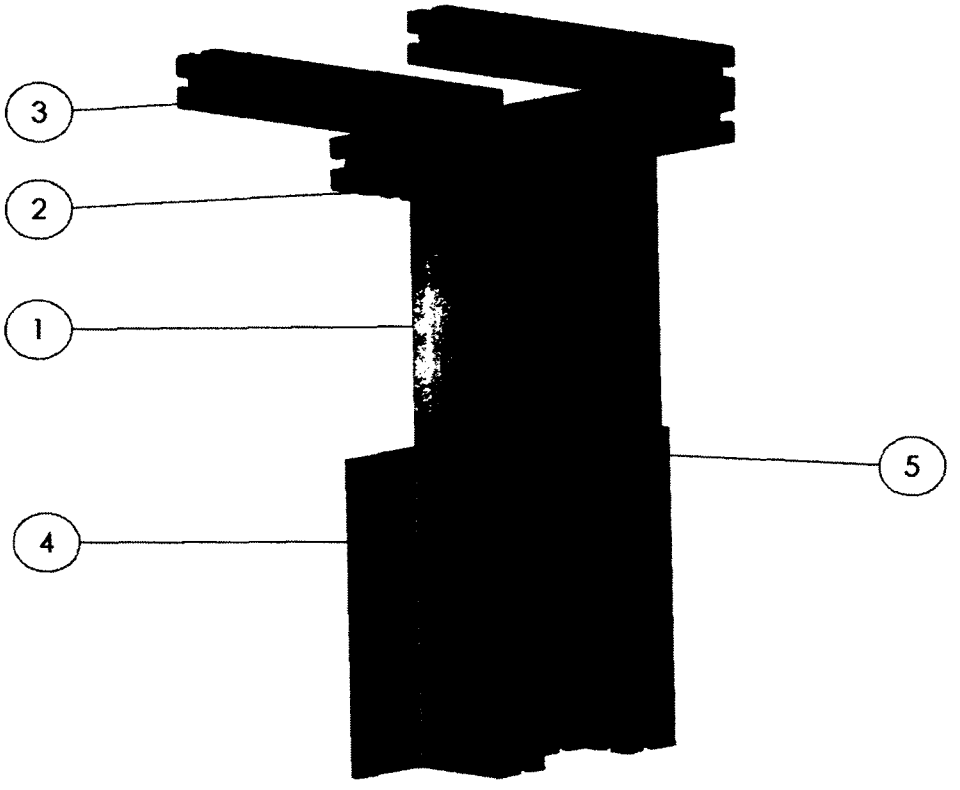
Titre :

Châssis avant

DIM DWG. NO. REV
A R057-02-02 1

Échelle 1:10 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



#	DESSIN	Titre	QTÉ
1	Bosch 45x90x90 - 510mm		2
2	Bosch-45x90x90M -350MM		1
3	Bosch 45x45 - 300mm		2
4	R057-03-01	Cornière système de retenue	2
5	R057-03-02	Plaque système retenue	1

5 4 3

Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001

MATÉRIAU

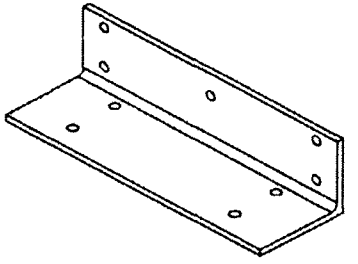
Titre :

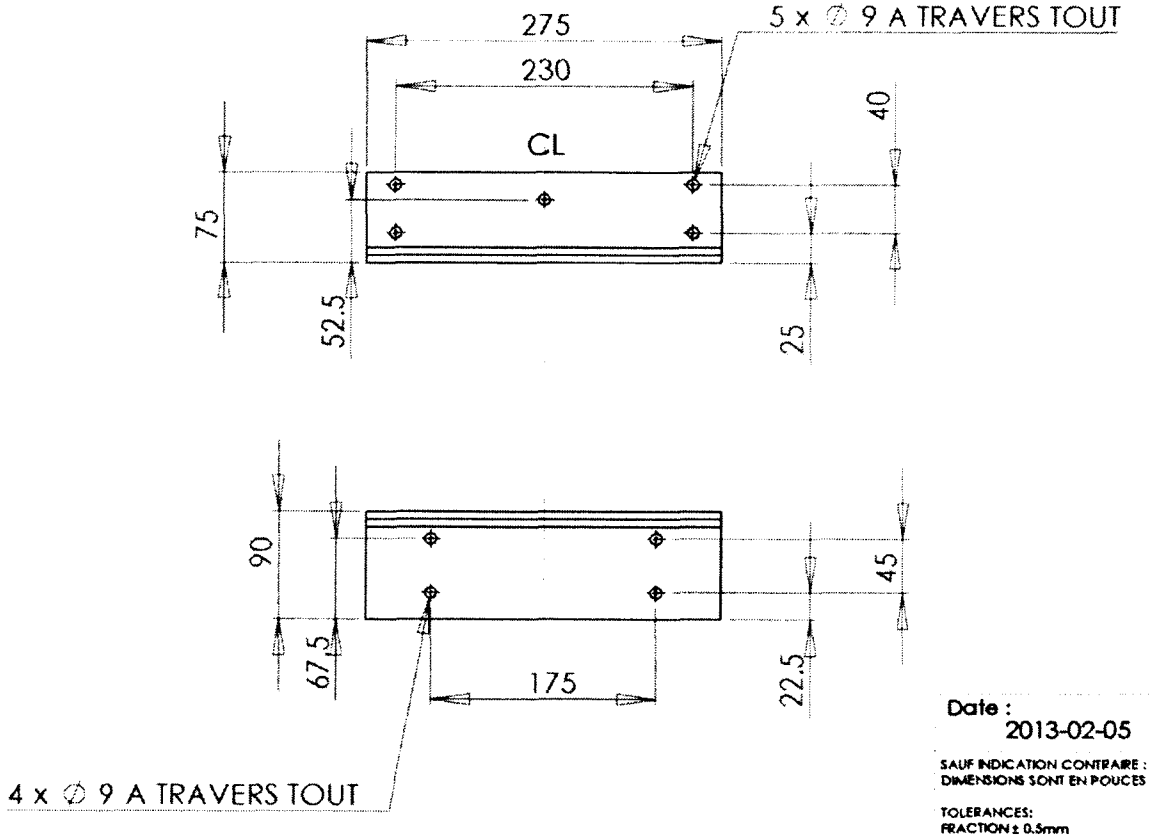
Systeme retenu

DIM A | DWG. NO. R057-03-00 | REV 1

Échelle 1:5 Feuille 1 de 1

2 1





Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date :
2013-02-05

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

MATÉRIAU
Corniere aluminium
6061 T6
4 pox4 pox1/4 épais

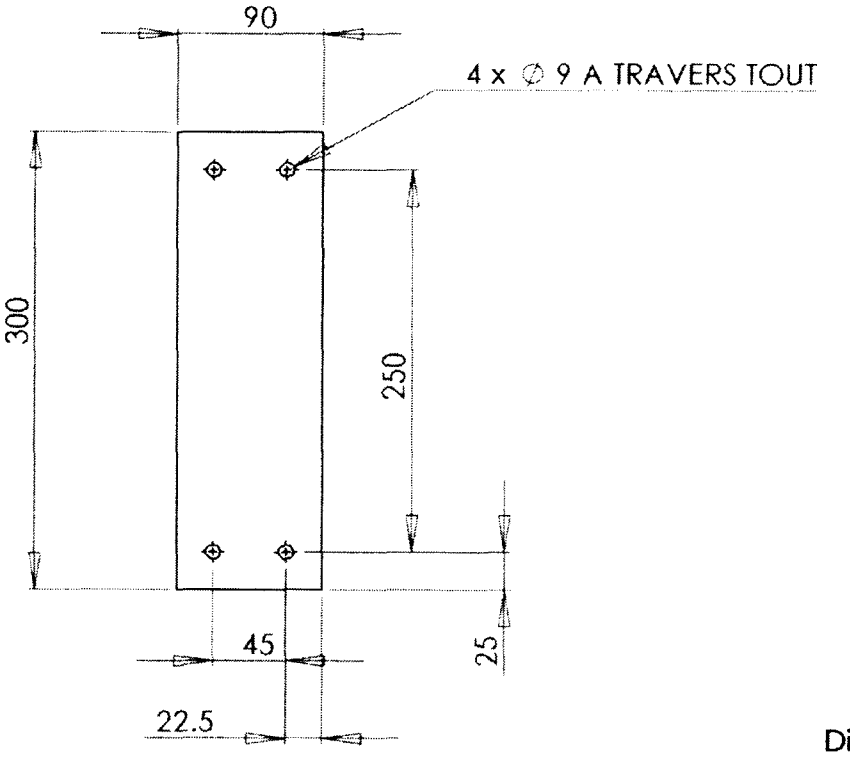
Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

Titre :
Cornière système de retenue

DIM A
DWG. NO. R057-03-01
REV 1

Échelle 1:5
Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date :
2013-02-05

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

MATÉRIAU

Aluminium 6061 T6
1/4 épais

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

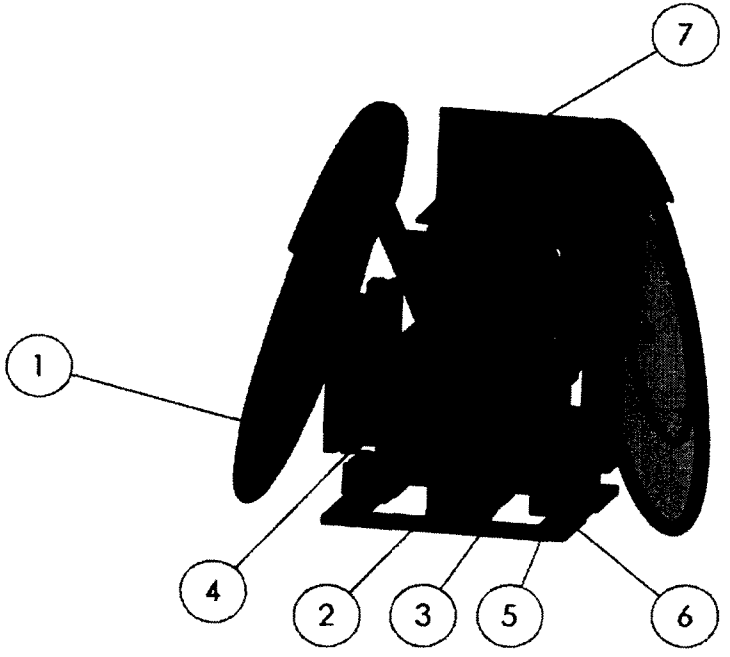
Titre :

Plaque système retenue

DIM	DWG. NO.	REV
A	R057-03-02	1

Échelle 1:4 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



No. ARTICLE	NUMERO DE PIECE	Titre	QTE
1	Roue athlete		2
2	R057-04-01-00	Ajustement Haut-Bas	1
3	R057-04-02-00	Coeur du F.A.	1
4	R057-04-03-00	Support roue droite	1
5	R057-04-04-00	Support roue gauche	1
6	R057-04-05-00	Base	1
7	R057-04-06-00	Assise Colin	1

Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date : 2013-02-05

Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES

Titre :

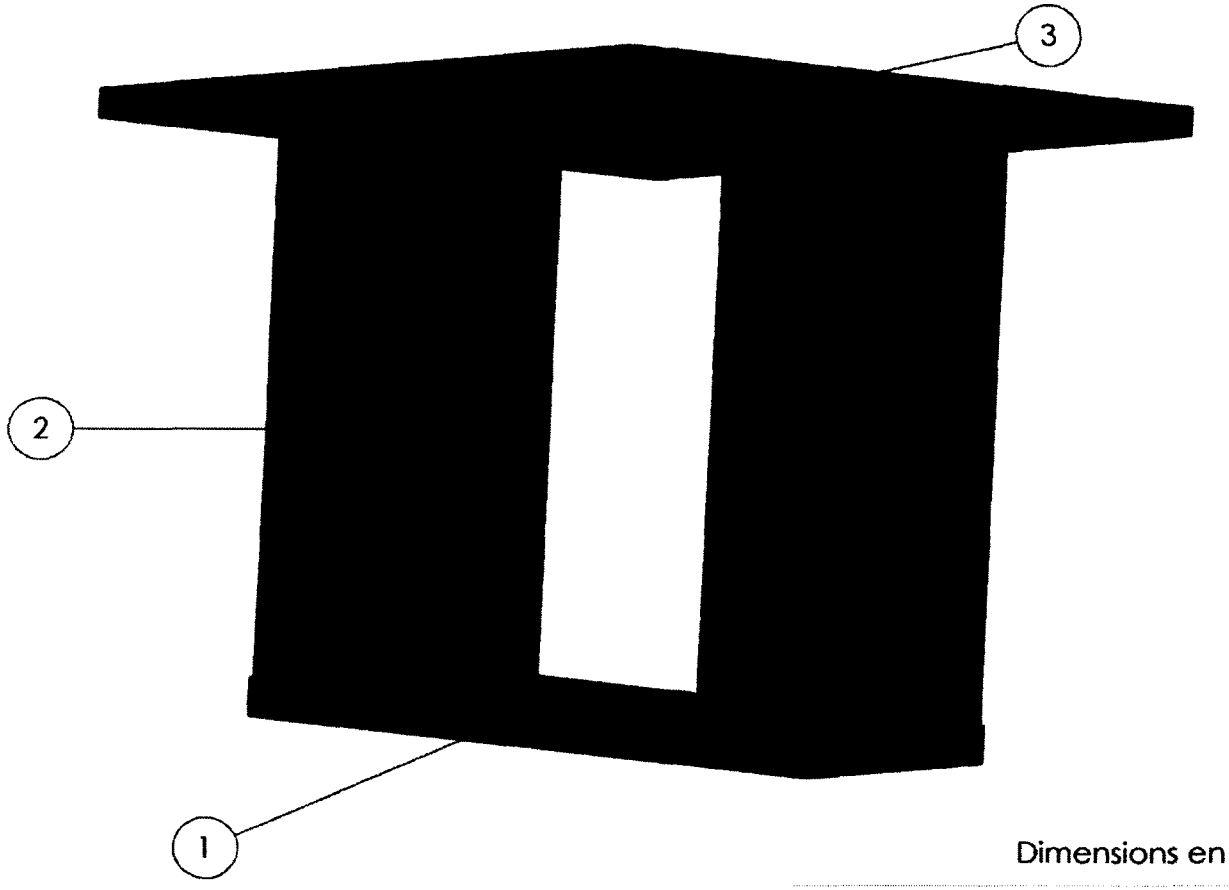
Fauteuil ajustable

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm
MATÉRIAU

DIM DWG. NO. REV

A R057-04-00 1

Échelle 1:10 Feuille 1 de 1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

No. ARTICLE	NUMERO DE PIECE	Titre	QTE
1	R057-04-01-02	Plaque inférieure	1
2	Bosch-45x90x90M - 350MM FA		2
3	R057-04-01-01	Plaque supérieure	1

5 4 3

SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm
MATÉRIAU

2

Date : 2013-02-05

Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.

Titre :

Ajustement Haut-Bas

DIM A

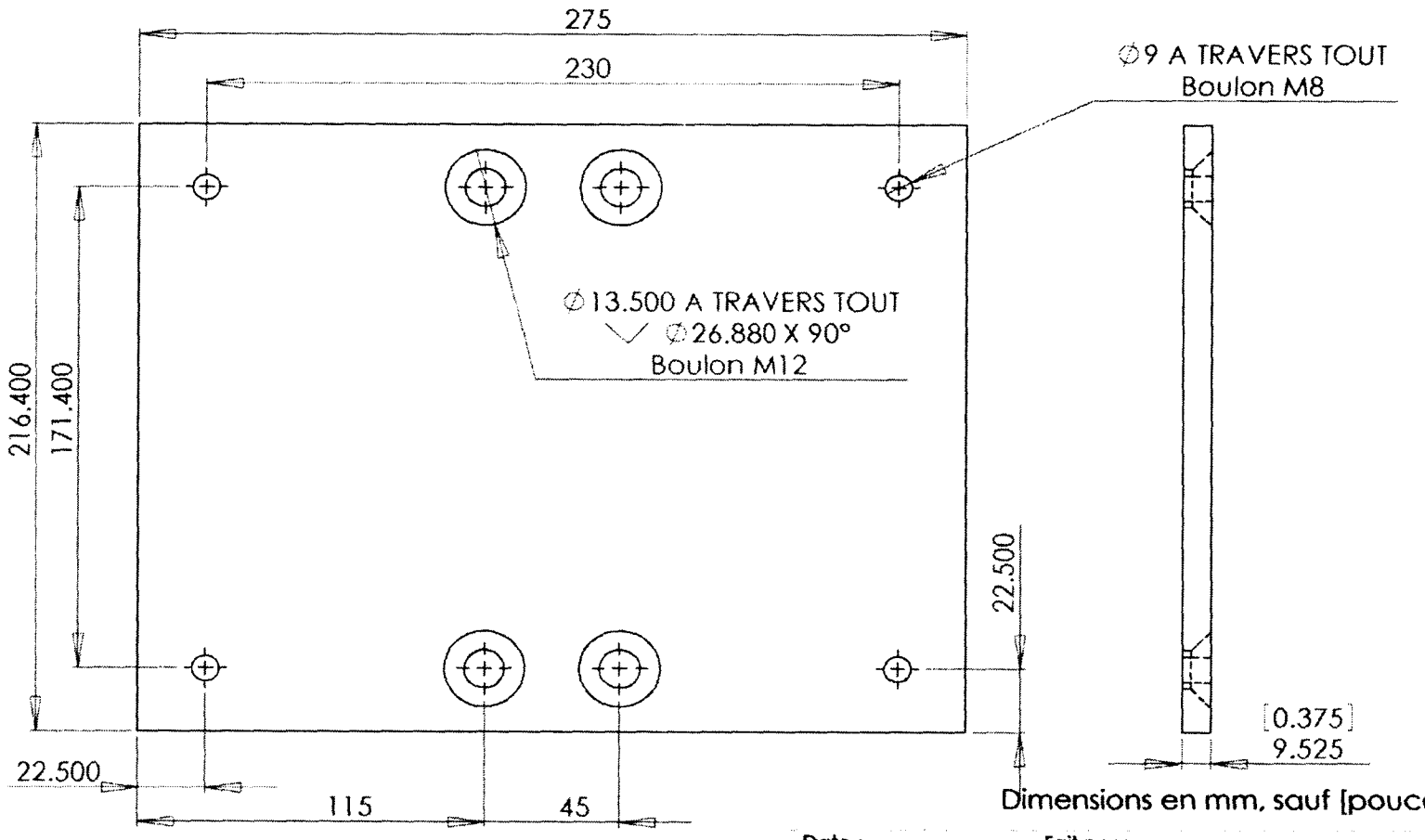
DWG. NO. R057-04-01-00

REV 1

Échelle 1:5

Feuille 1 de 1

1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date : 2013-02-05

Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES

Titre :

Plaque supérieure

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

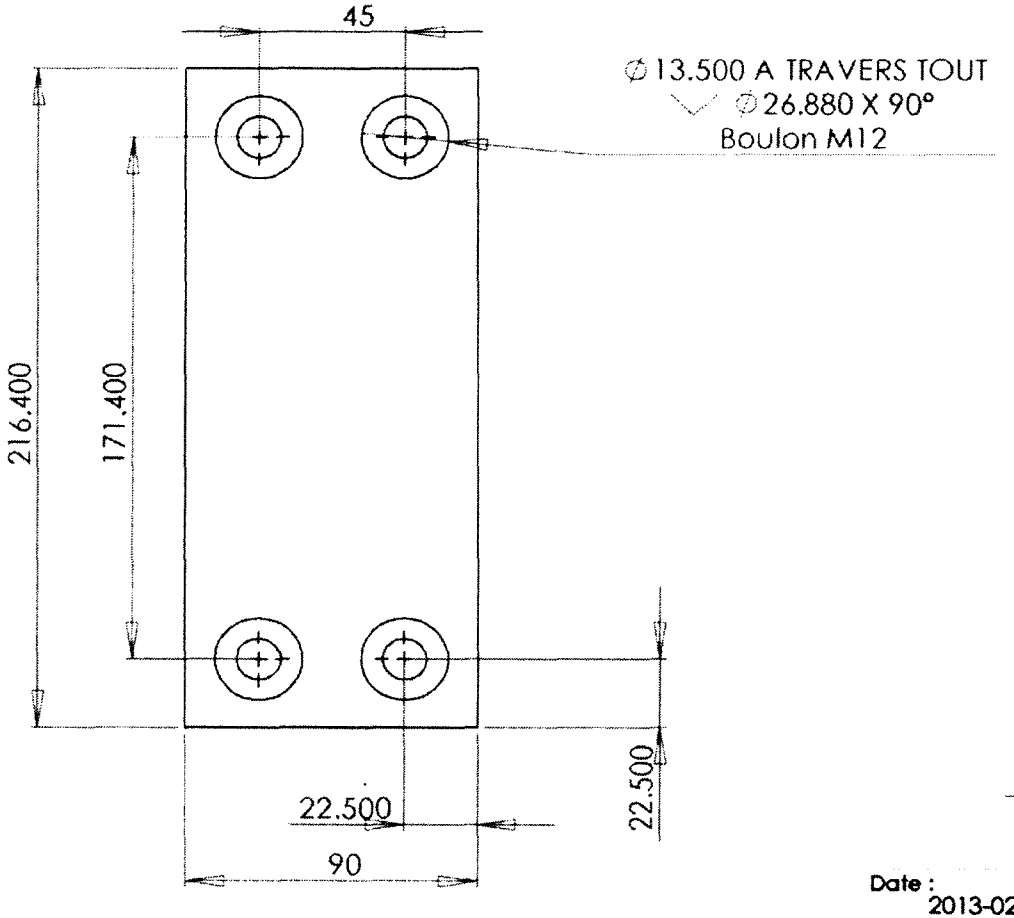
MATÉRIAU

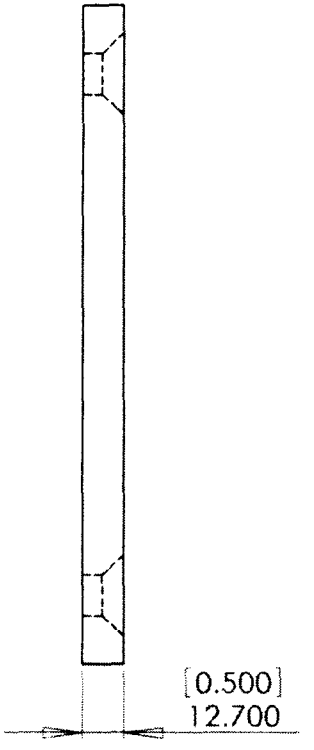
Aluminium
3/8" ep. x 11" x9"

DIM	DWG. NO.	REV
A	R057-04-01-01	1

Échelle 1:2 | Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1





Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date : 2013-02-05

Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES

Titre :

Plaque inférieure

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

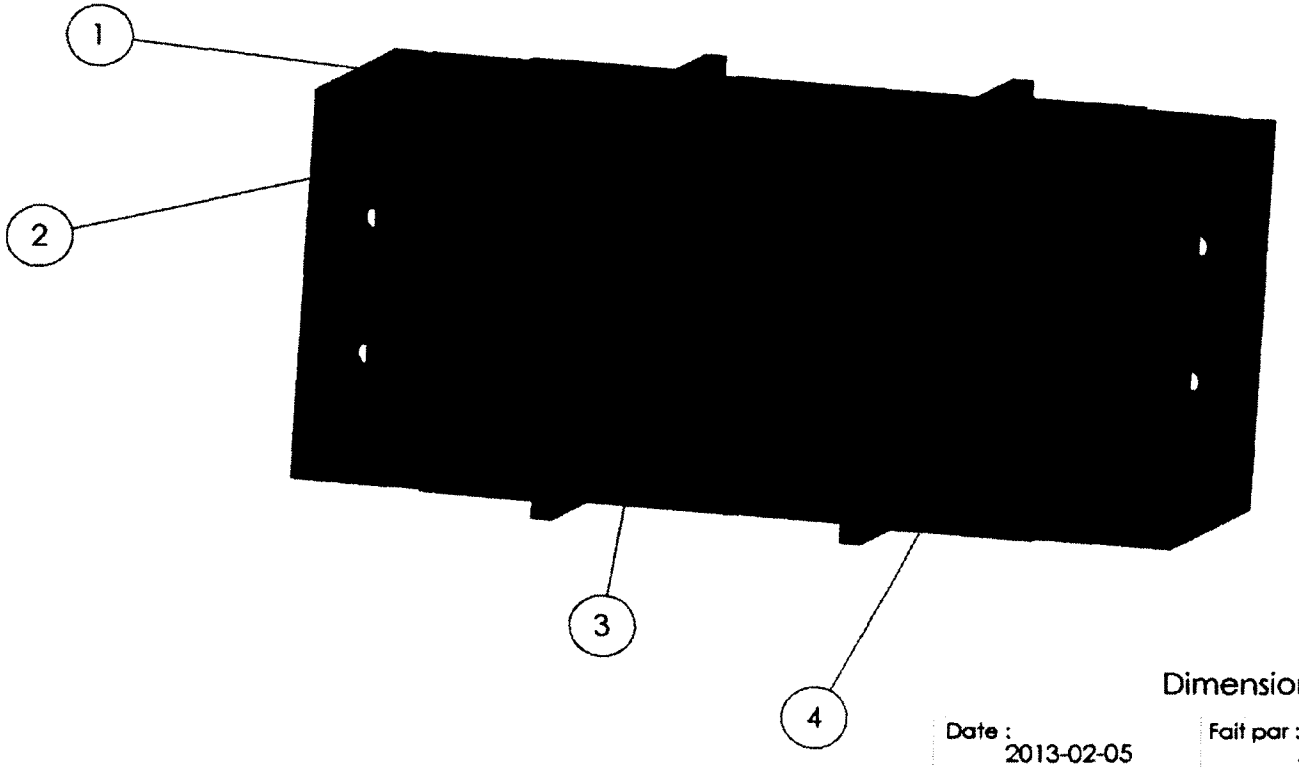
MATÉRIAU

Aluminium
1/2" ep. x4" x 9"

DIM A | DWG. NO. R057-04-01-02 | REV 1

Échelle 1:2 | Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

#	DESSIN	Titre	QTE
1	R057-04-02-01	Plaque horizontale	2
2	R057-04-02-02	Plaque cote	2
3	Rexroth-DEFAULT		4
4	R057-04-02-03	Corniere ajustement HB	4

Date :
2013-02-05

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm
MATÉRIAU

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

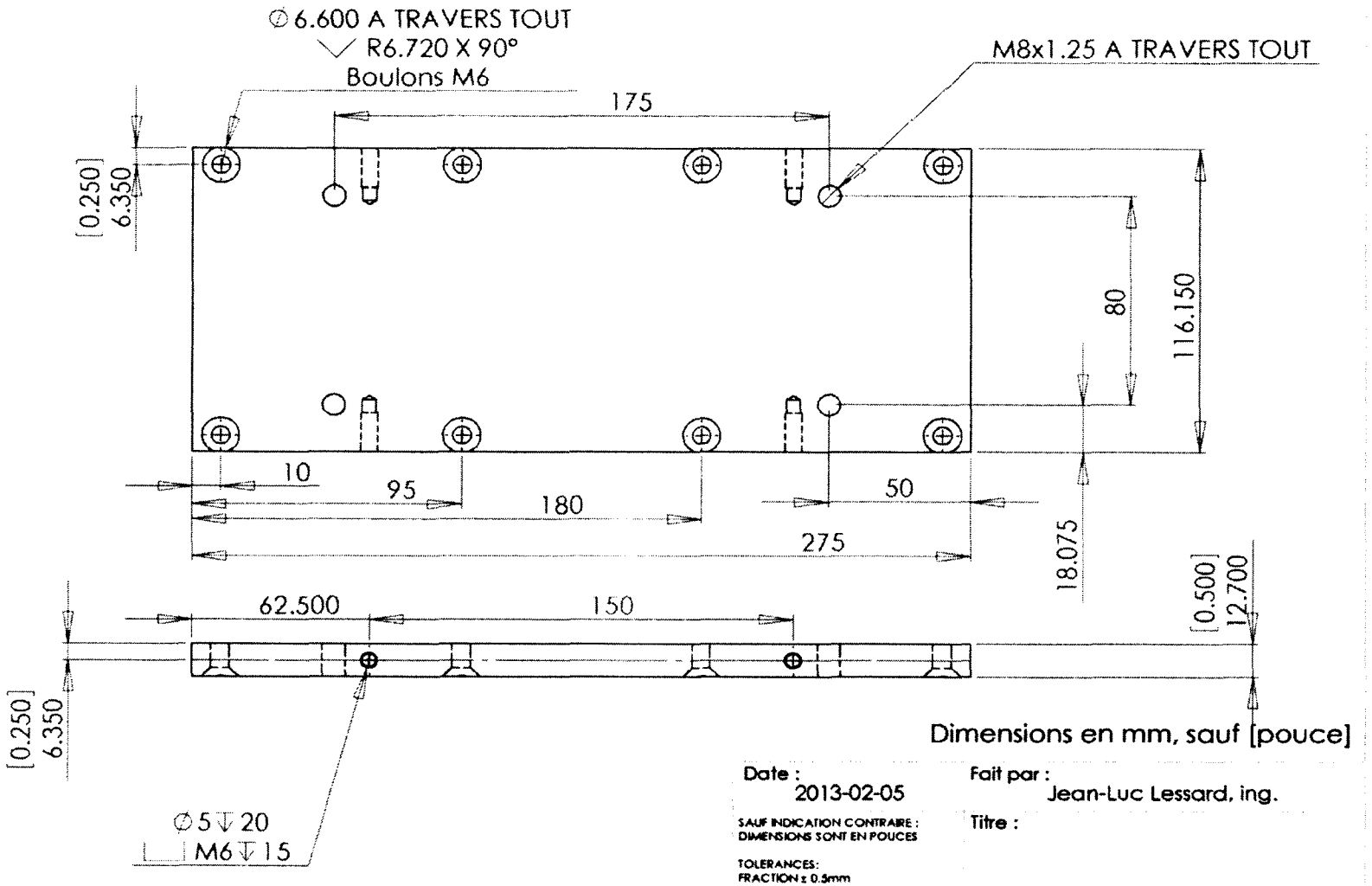
Titre :

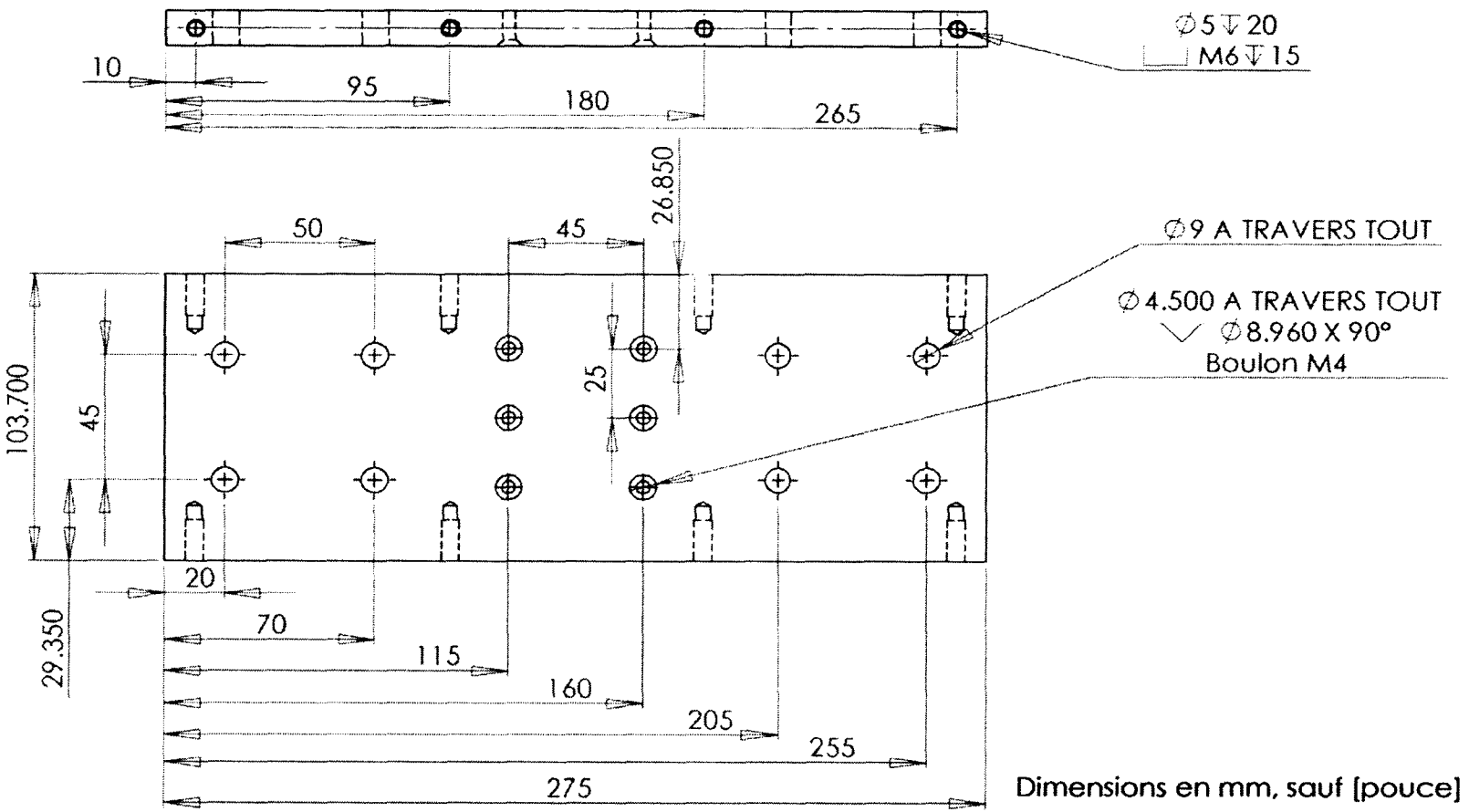
Coeur

DIM A | DWG. NO. R057-04-02-00 | REV 1

Échelle 1:2 | Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1


⌀6.600 A TRAVERS TOUT
R6.720 X 90°
Boulons M6
M8x1.25 A TRAVERS TOUT
175
[0.250]
6.350
80
116.150
10
95
180
50
275
18.075
62.500
150
[0.500]
12.700
[0.250]
6.350
⌀5↧20
M6↧15
Dimensions en mm, sauf [pouce]
Date :
2013-02-05
Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.
SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES
Titre :
TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm
MATÉRIAU
ALuminium
1/2"ep. x 5"x11"
DIM
A
DWG. NO.
R057-04-02-01
REV
1
Échelle1:2
Feuille 1 de 1
5
4
3
2
1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date :
2013-02-05

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

MATÉRIAU
Aluminium
1/2" ep. x5"x11"

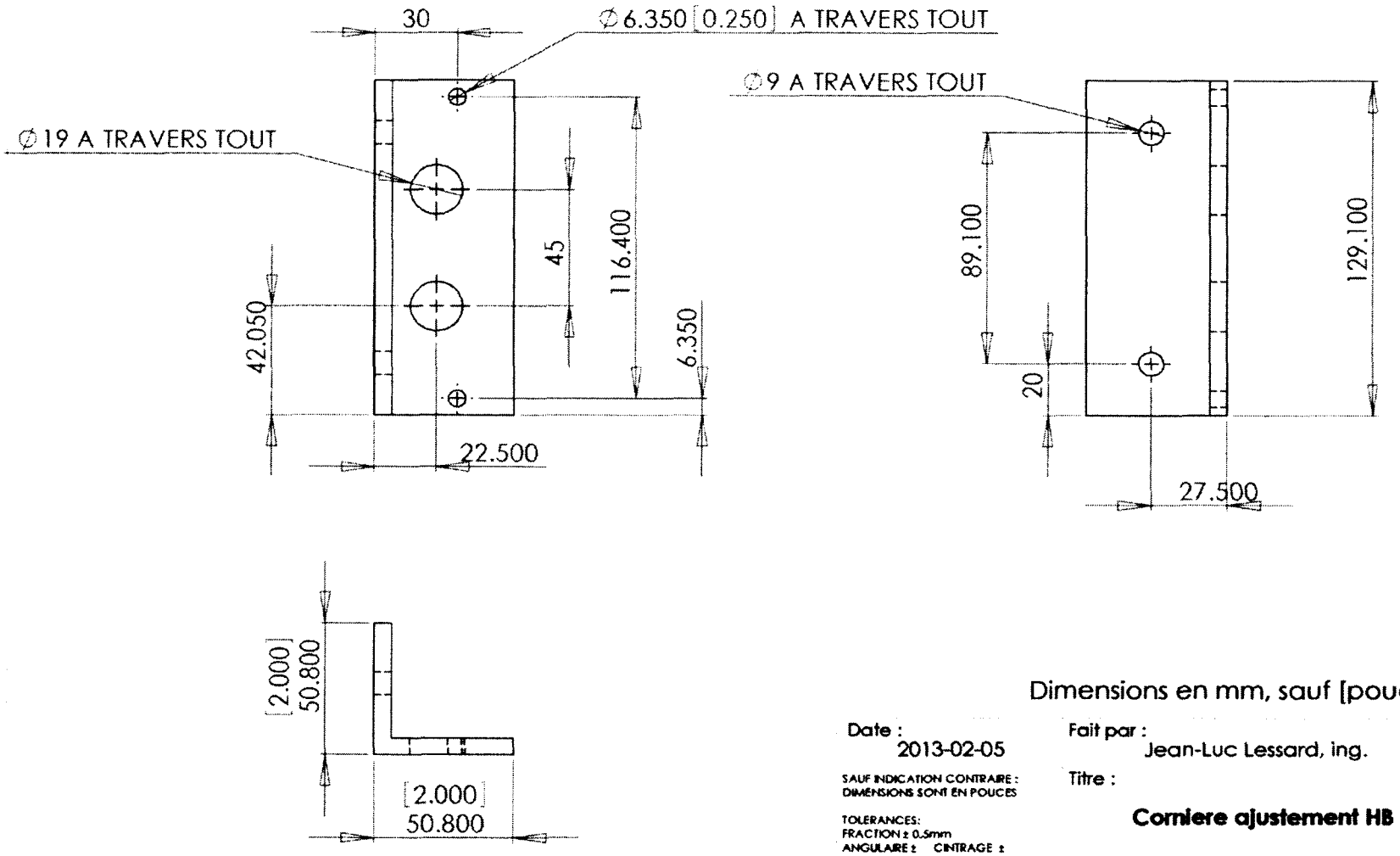
Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

Titre :
Plaque cote

DIM	DWG. NO.	REV
A	R057-04-02-02	1

Échelle 1:2 | Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date : 2013-02-05

Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES

Titre : **Corniere ajustement HB**

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

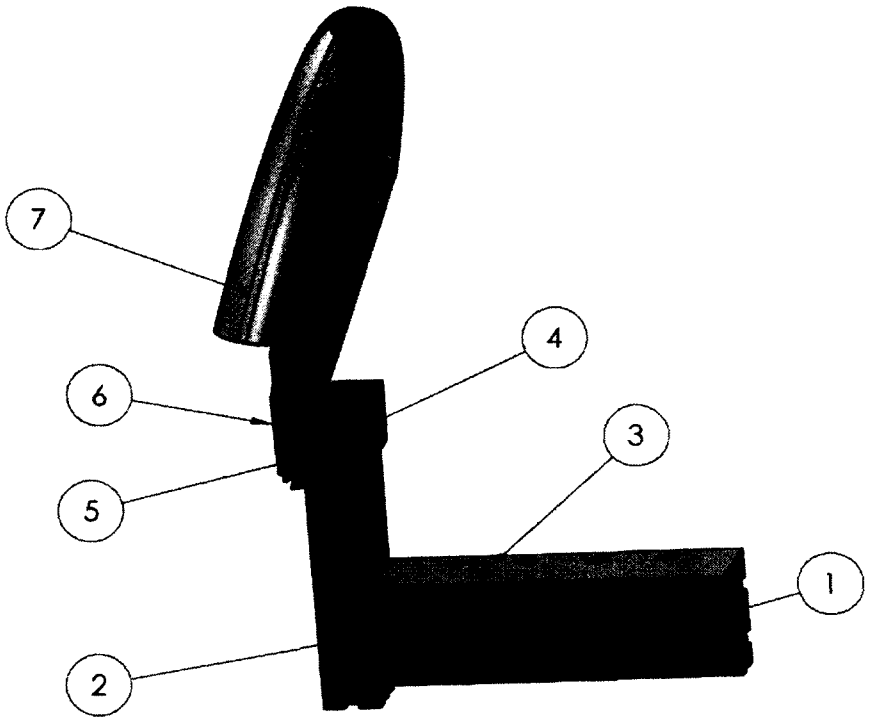
MATÉRIAU

Cornière Alu
2" x 2" x 6"

DIM A | DWG. NO. R057-04-02-03 | REV 1

Échelle 1:2 | Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



No. ARTICLE	NUMERO DE PIECE	Titre	QTE
1	Bosch-45x90x90M - 350MM FA		1
2	Bosch-45x90x90M - 350MM FA		1
3	R057-04-03-01	Plaque support de roue	1
4	R057-04-03-02	Hub	1
5	R057-04-03-03	Shim fender	1
6	R057-04-03-04	Support fender	1
7	fender		1

Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date : 2013-02-05

Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.

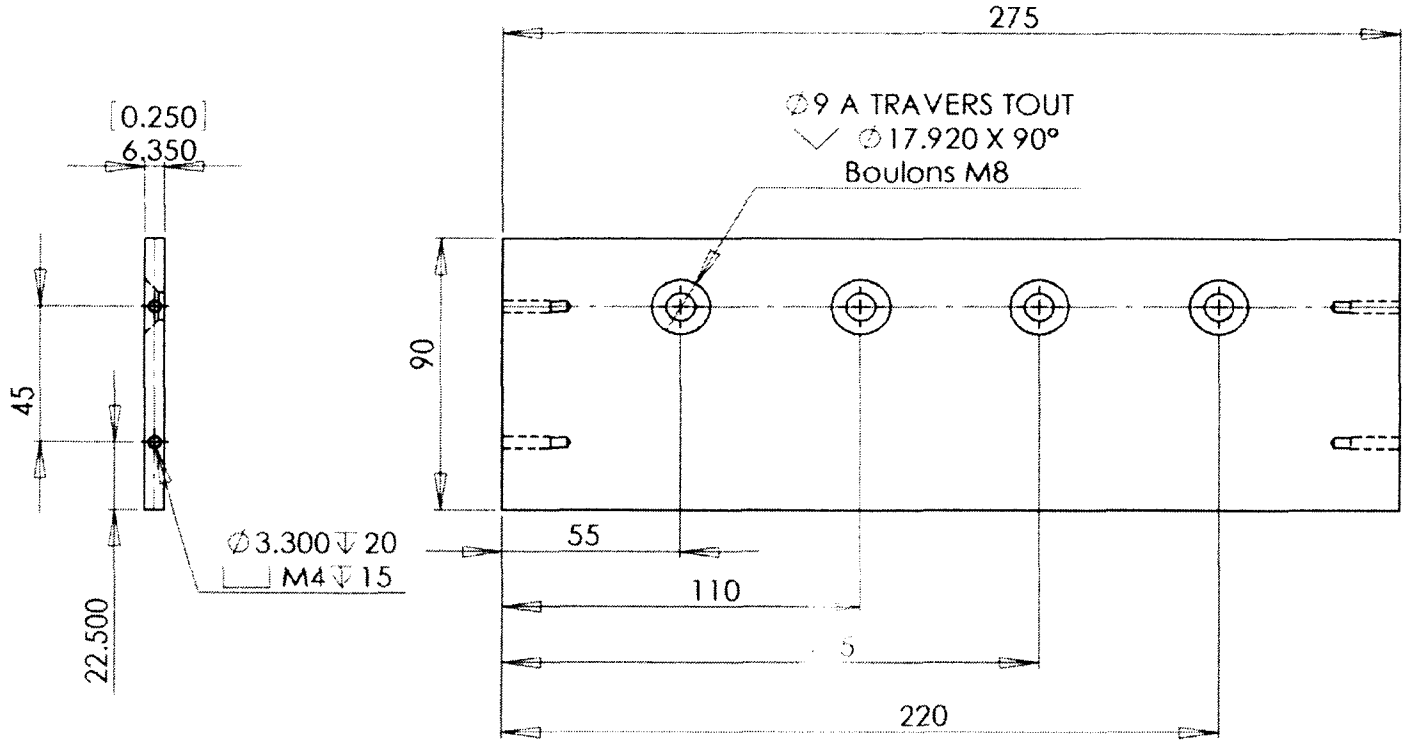
SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm
MATÉRIAU

Titre : **Support roue droite**

DIM DWG. NO. REV
A R057-04-03-00 1

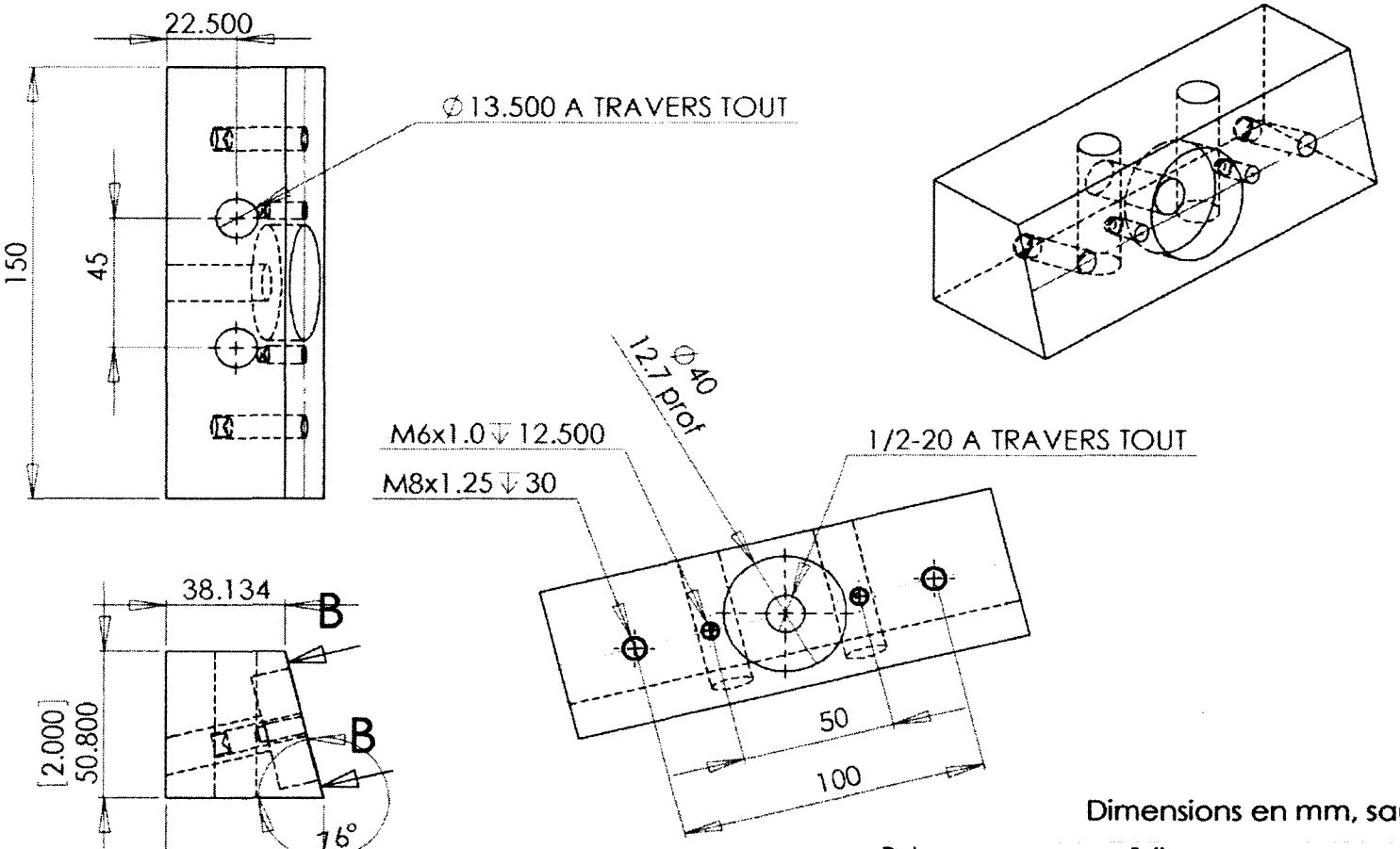
Échelle1:10 Feuille 1 de 1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date : 2013-02-05	Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.
SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES	Titre : **Plaque support de roue**
TOLERANCES: FRACTION ± 0.5mm ANGULAIRE ± CINTRAGE ± 2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm 3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm	
MATÉRIAU: Aluminium 6061 4" lgx0.25" ep x11"	DIM A — DWG. NO. R057-04-03-01 — REV 1
	Échelle 1:2 — Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



COUPE B-B

Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date : 2013-02-05

Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES

Titre : **Hub**

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

MATÉRIAU

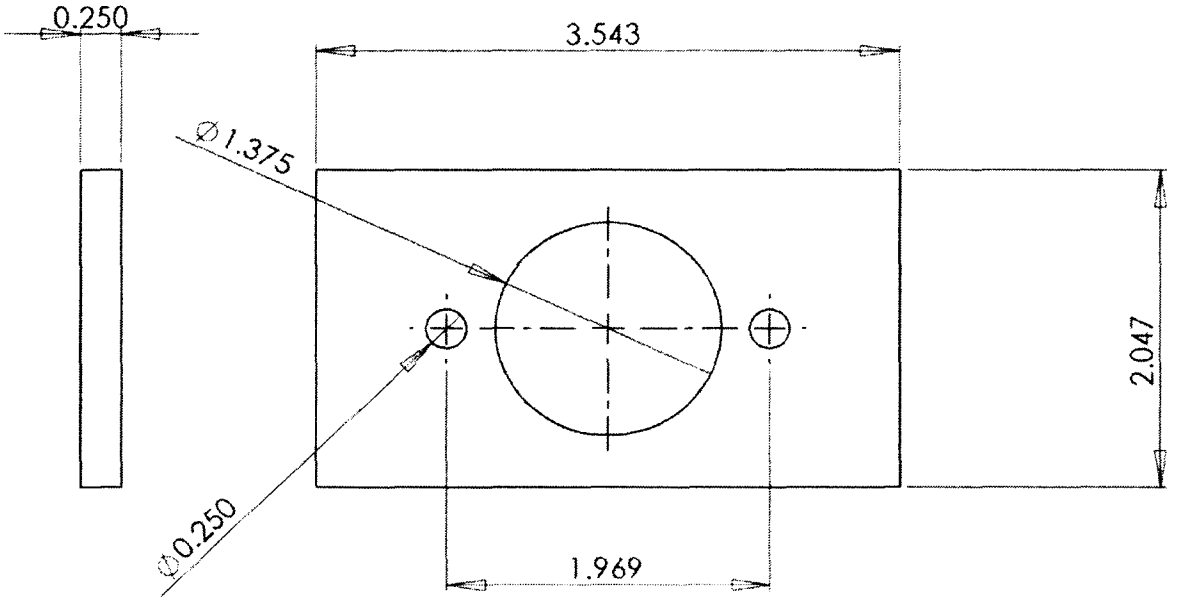
Alu 6061 T6

DIM DWG. NO. REV

A R057-04-03-02 1

Échelle 1:2 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

Titre :

Shim fender

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.032
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
DEUX CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.015
TROIS CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.001

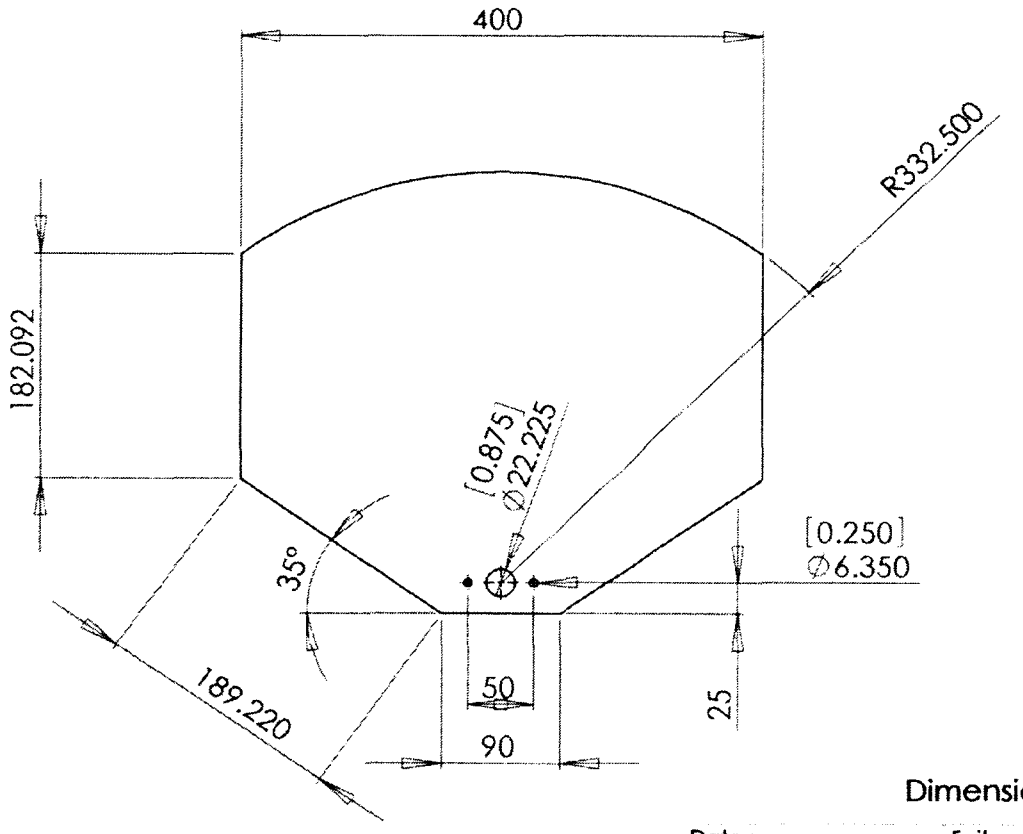
MATÉRIAU

Aluminium

DIM	DWG. NO.	REV
A	R057-04-03-03	1

Échelle 1:1 Feuille 1 de 1

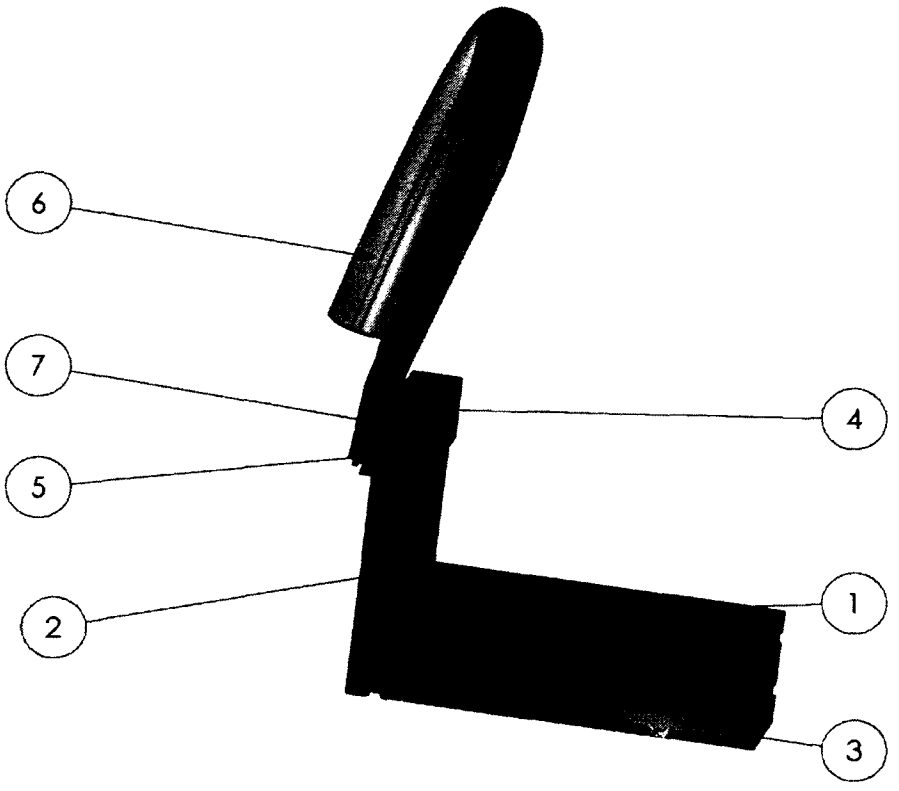
5 4 3 2 1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date : 2013-02-05	Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.
SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES	Titre : **Support fender**
TOLERANCES: FRACTION ± 0.5mm ANGULAIRE ± CINTRAGE ± 2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm 3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm	
MATÉRIAU: Plaque acier 1/8	DIM A — DWG. NO. R057-04-03-04 — REV 1
	Échelle 1:5 — Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



No. ARTICLE	NUMERO DE PIECE	Titre	QTE
1	Bosch-45x90x90M - 350MM FA		1
2	Bosch-45x90x90M - 350MM FA		1
3	R057-04-03-01	Plaque support de roue	1
4	R057-04-03-02	Hub	1
5	R057-04-03-03	Shim fender	1
6	fender		1
7	R057-04-03-04	Support fender	1

Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date : 2013-04-17

SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

MATÉRIAU

Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.

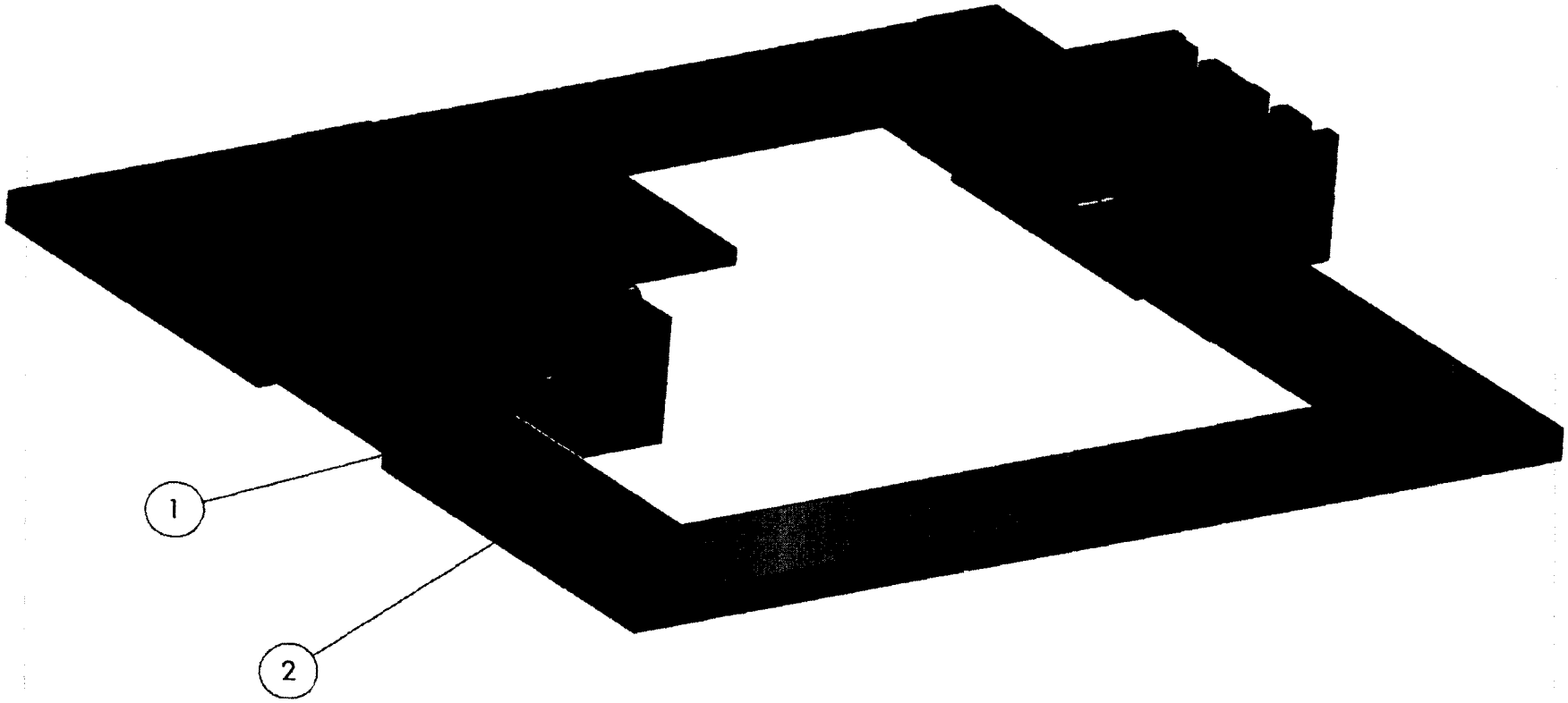
Titre :

Support roue gauche

DIM A | DWG. NO. R057-04-04-00 | REV 1

Échelle1:10 | Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

#	DESSIN	Titre	QTE
1	R057-04-05-01-00	Base module	2
2	R057-04-05-02	Chassis base	1

Date : 2013-02-05

Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

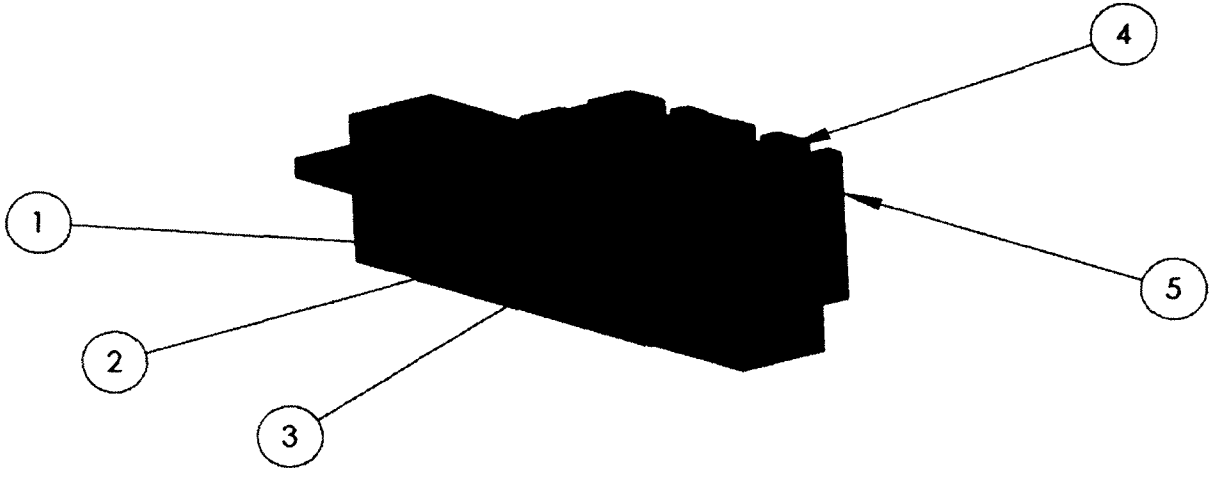
MATÉRIAU

Titre :

DIM A DWG. NO. R057-04-05-00 REV 1

Échelle 1:2 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



Dimensions en mm, sauf [pouce]

#	DESSIN	Titre	QTE
1	R057-04-05-01-01	Berceau	1
2	R057-04-05-01-02	Équerre long	1
3	cf-3-4	Camfollower Mc Gill	2
4	Bosch-45x90x90M-350MM FA		1
5	R057-04-05-01-03	Équerre court	2

Date : 2013-02-05

Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm
MATÉRIAU

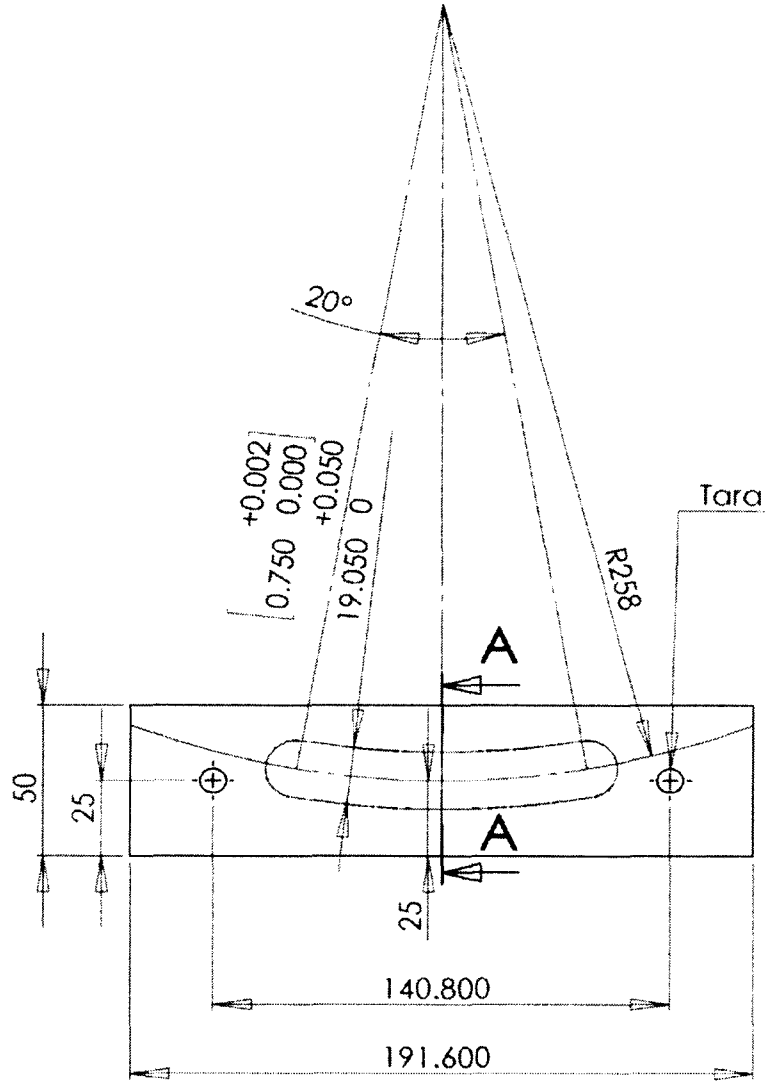
Titre :

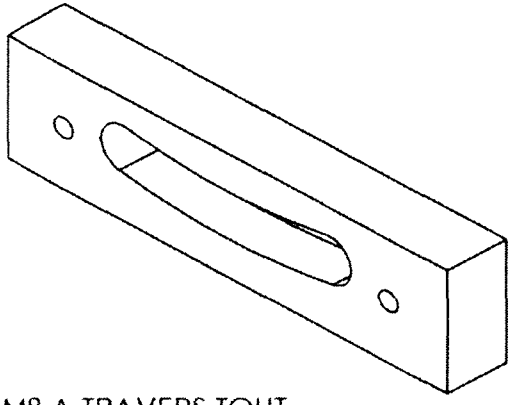
Base module

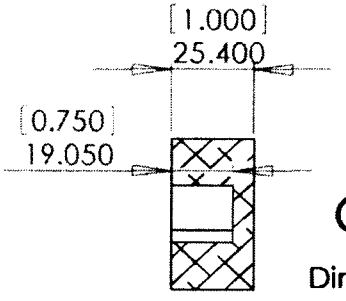
DIM A | DWG. NO. R057-04-05-01-00 | REV 1

Échelle 1:2 | Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1







COUPE A-A

Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date : 2013-02-05

Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

MATÉRIAU

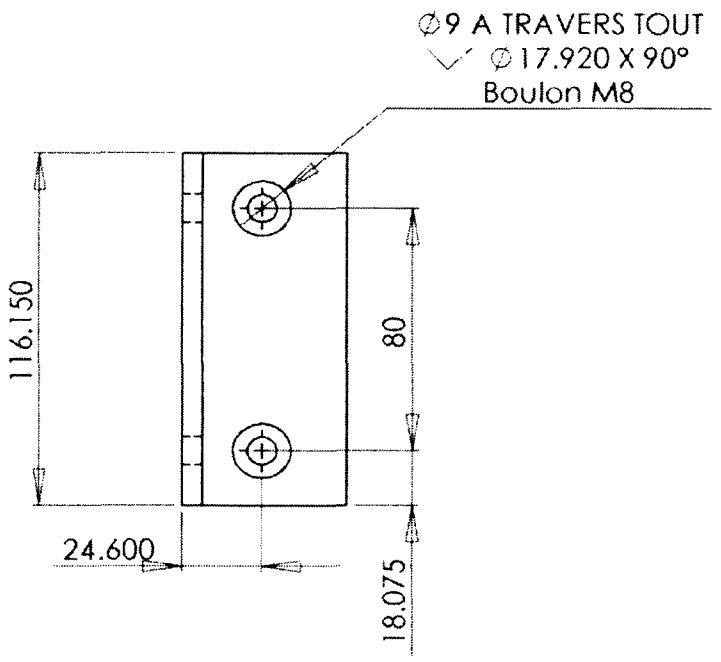
Aluminium 1" ep. x2" x8"

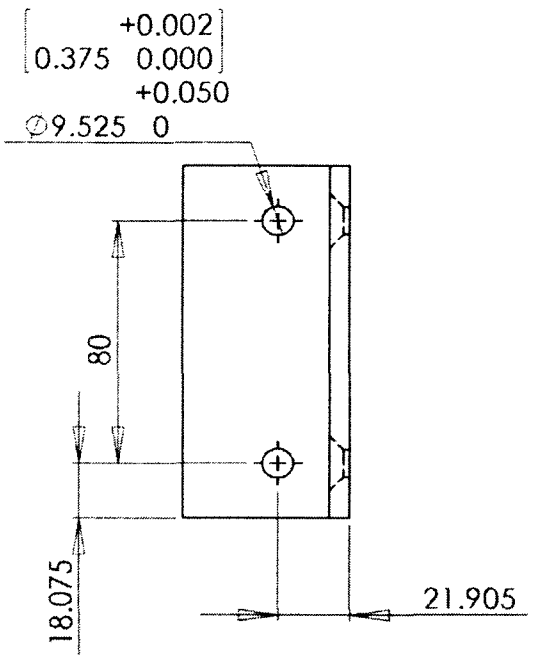
Titre : **Berceau**

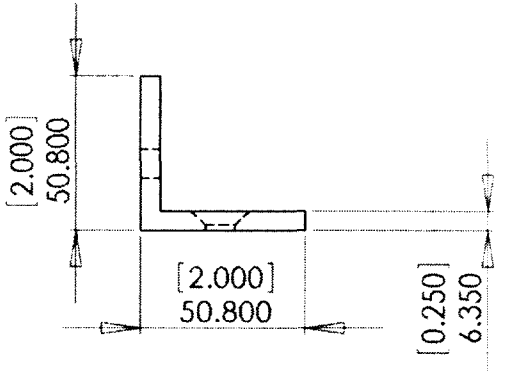
DIM A | DWG. NO. R057-04-05-01-01 | REV 1

Échelle 1:2 | Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1







Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date :
2013-02-05

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

Titre :

Équerre long

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

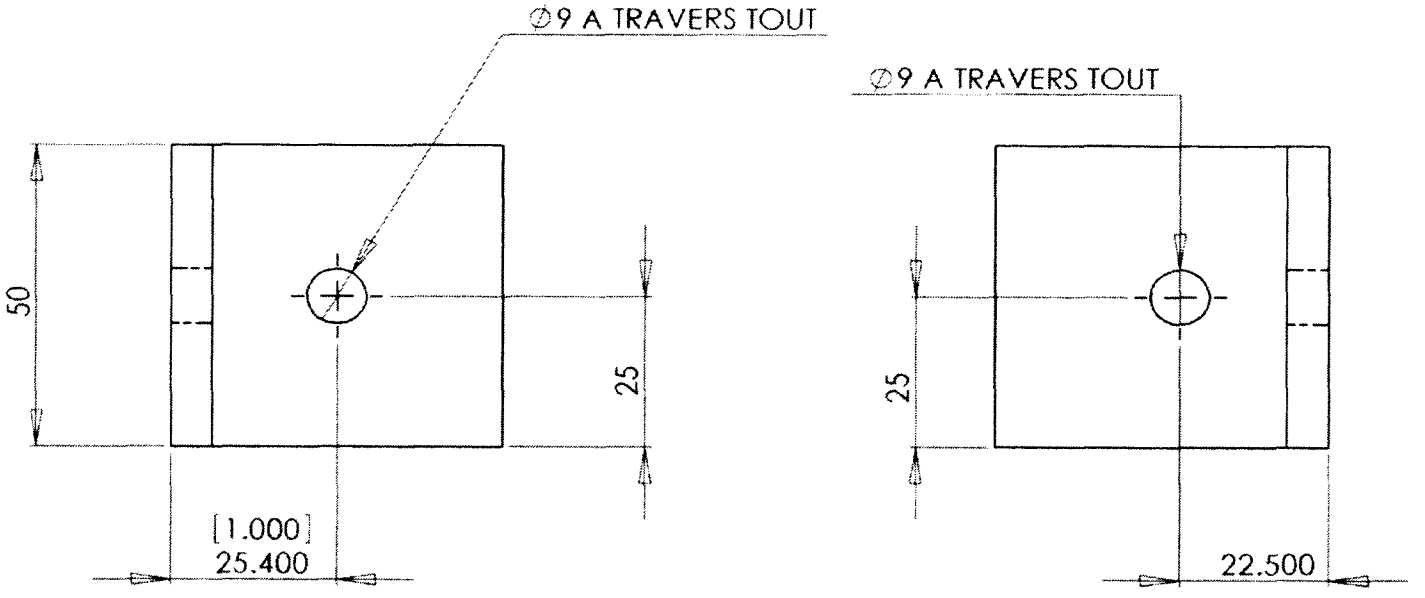
MATÉRIAU

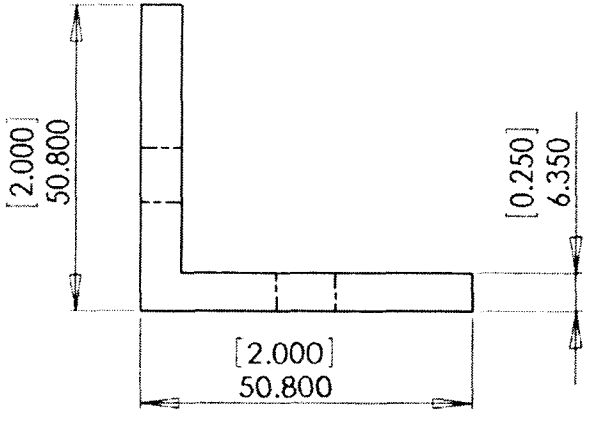
Corniere Alu
2"x2X 1/4 ep x5"

DIM DWG. NO. REV
A R057-04-05-01-02 1

Échelle1:2 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1





Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date :
2013-02-05

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm

MATÉRIAU

Cornière alu
2"x2"x1/4" ep x2"

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

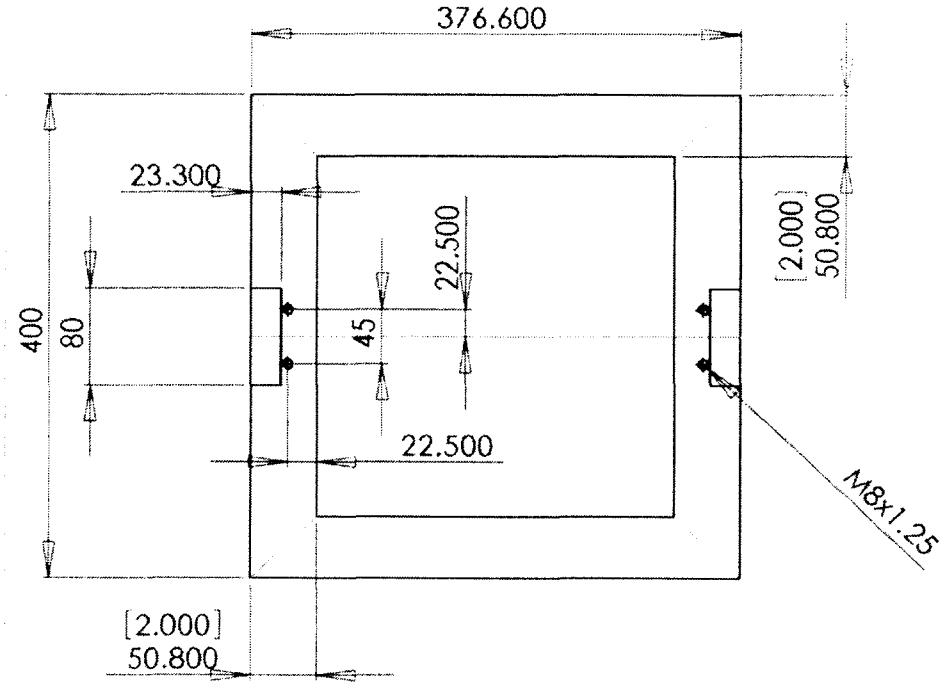
Titre :

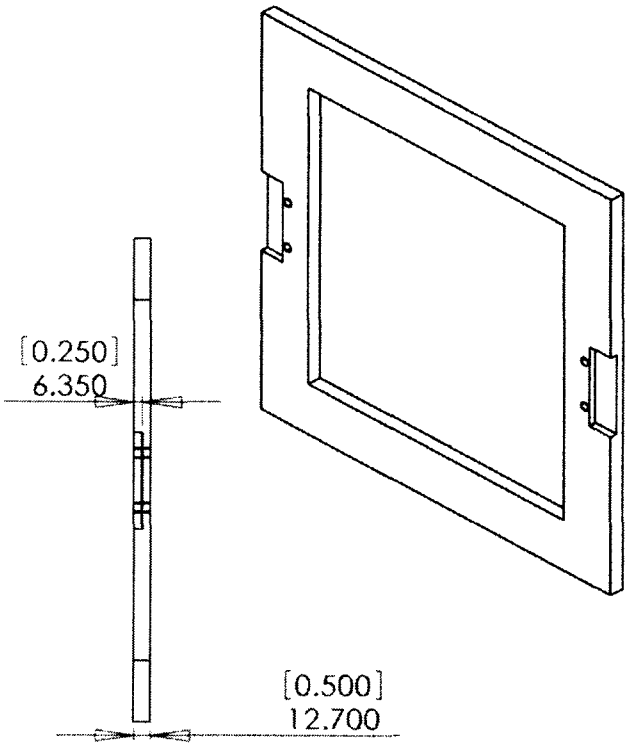
Équerre court

DIM DWG. NO. REV
A R057-04-05-01-03 1

Échelle 1:1 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1

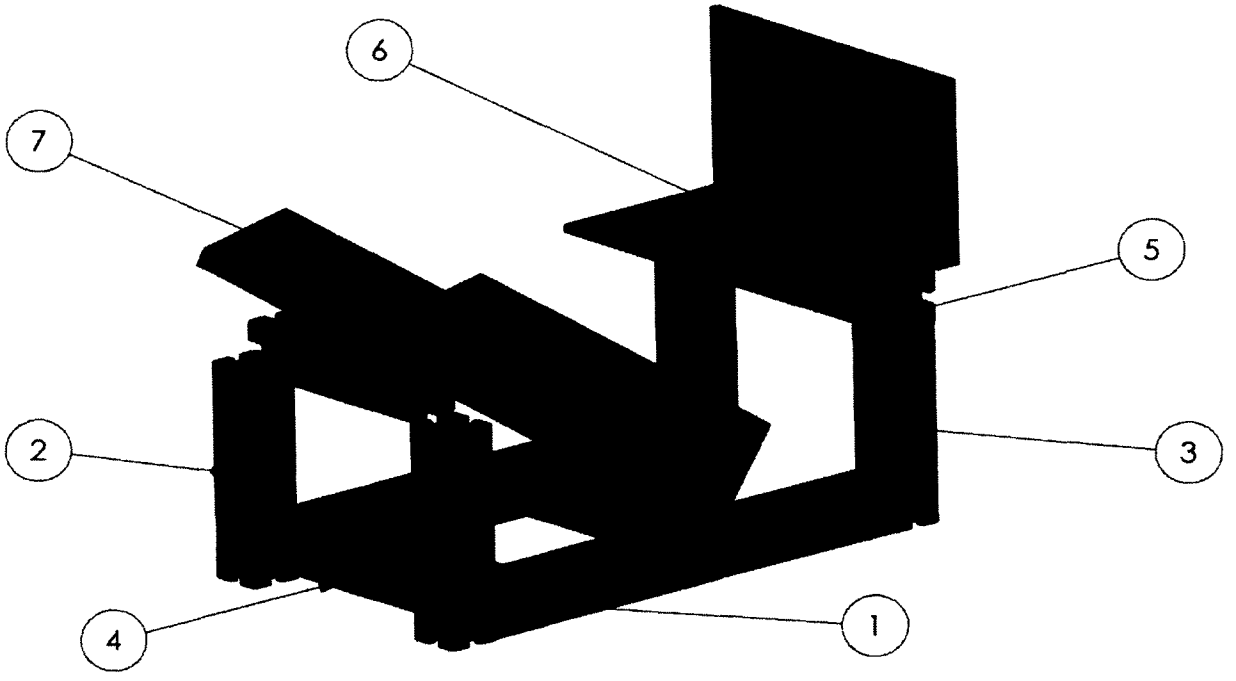




Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date : 2013-02-05	Fait par : Jean-Luc Lessard, ing.
SAUF INDICATION CONTRAIRE : DIMENSIONS SONT EN POUCES	Titre : **Chassis base**
TOLERANCES: FRACTION ± 0.5mm ANGULAIRE ± CINTRAGE ± 2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm 3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm	
MATÉRIAU	DIM DWG. NO. REV
Aluminium 1/2" ep x2" x 70"	A R057-04-05-02 1
	Échelle 1:5 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1



No. ARTICLE	NUMERO DE PIECE	Longueur	QTE
1	Bosch-45x45-FA	400	2
2	Bosch-45x45-FA	185	2
3	Bosch-45x45-FA	170	2
4	Bosch-45x45-FA	185	3
5	Bosch-45x45-FA	30	1
6	siege	Sur mesure	1
7	plaque de genou	Sur mesure	1

Dimensions en mm, sauf [pouce]

Date :
2013-04-17

Fait par :
Jean-Luc Lessard, ing.

SAUF INDICATION CONTRAIRE :
DIMENSIONS SONT EN POUCES

TOLERANCES:
FRACTION ± 0.5mm
ANGULAIRE ± CINTRAGE ±
2 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.300mm
3 CHIFFRES SIGNIFICATIFS ±0.025mm
MATÉRIAU

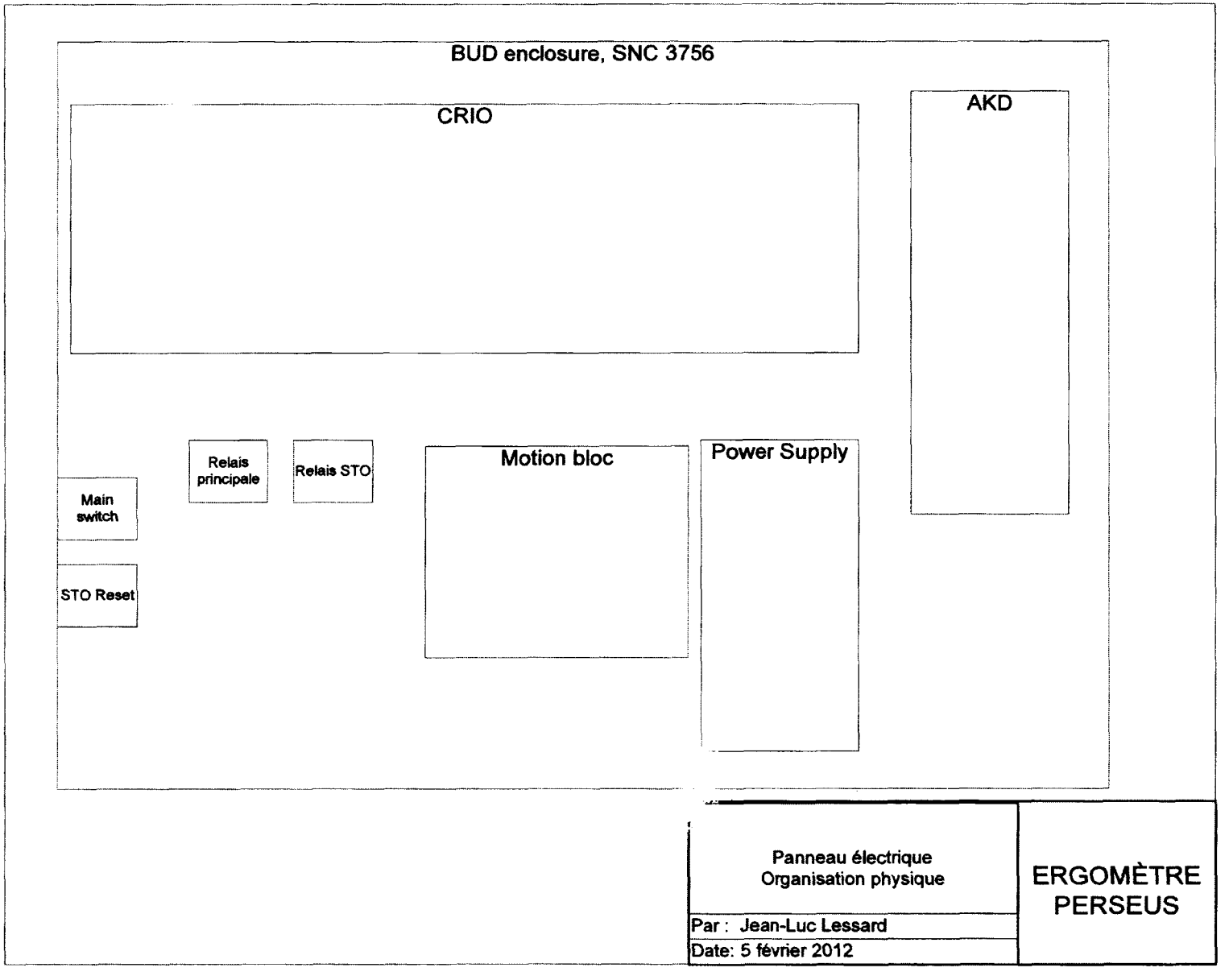
Titre :

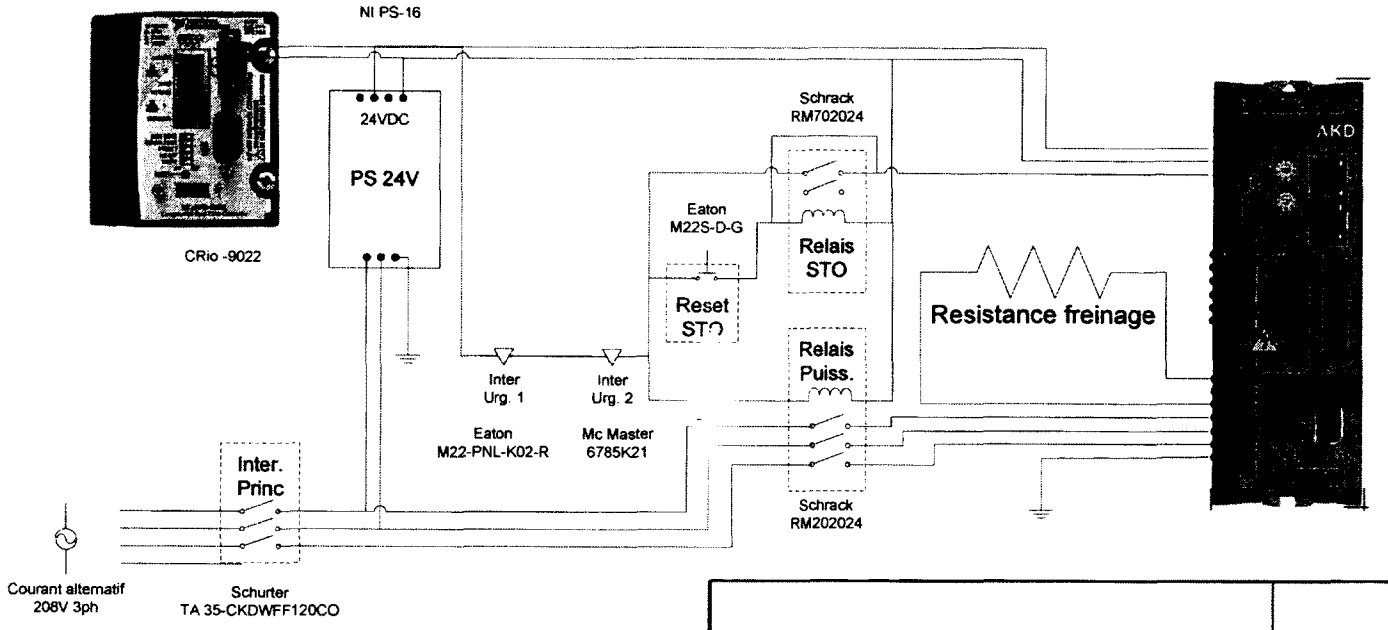
Assise Colin

DIM DWG. NO. REV
A R057-04-06-00 1

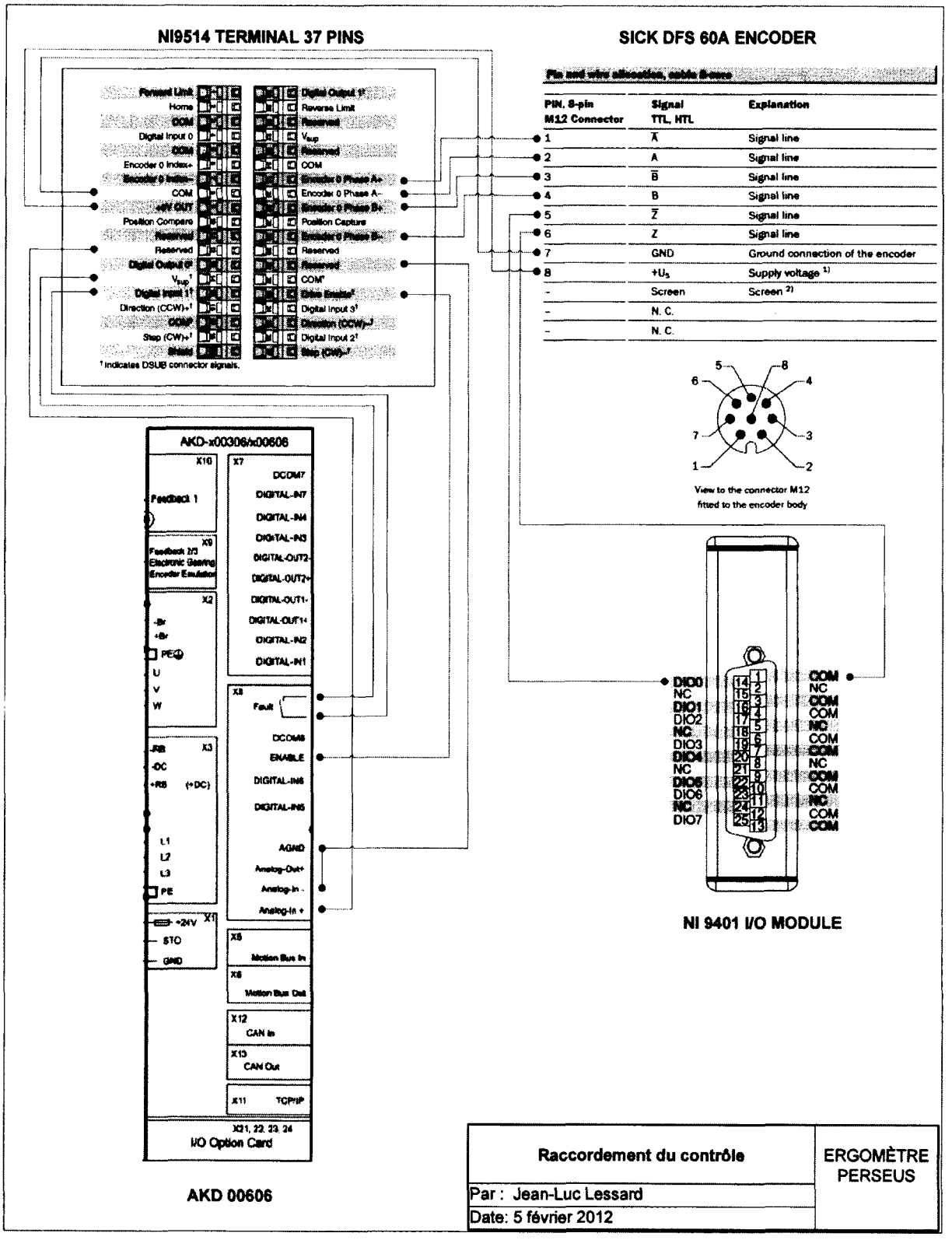
Échelle1:10 Feuille 1 de 1

5 4 3 2 1


BUD enclosure, SNC 3756
CRIO
AKD
Relais principale
Relais STO
Motion bloc
Power Supply
Main switch
STO Reset
Panneau électrique
Organisation physique
Par : Jean-Luc Lessard
Date: 5 février 2012
ERGOMÈTRE PERSEUS



Raccordement de l'électricité de puissance	ERGOMÈTRE PERSEUS
Par : Jean-Luc Lessard	
Date: 5 février 2012	


NI9514 TERMINAL 37 PINS
SICK DFS 60A ENCODER
Pin and wire allocation, cable 8-core
PIN, 8-pin M12 Connector
Signal TTL, HTL
Explanation
1 Ā Signal line
2 A Signal line
3 B̄ Signal line
4 B Signal line
5 Z̄ Signal line
6 Z Signal line
7 GND Ground connection of the encoder
8 +Us Supply voltage 1)
- Screen Screen 2)
- N. C.
- N. C.
Forward Limit
Home
COM
Digital Input 0
Encoder 0 Index+
Encoder 0 Index-
COM
+5V OUT
Position Compare
Reserved
Reserved
Digital Output 0*
Vsup*
Digital Input 1*
Direction (CCW)+*
COM*
Step (CW)+*
Shield
Digital Output 1*
Reverse Limit
Reserved
Vsup
Reserved
COM
Encoder 0 Phase A+
Encoder 0 Phase A-
Encoder 0 Phase B+
Position Capture
Encoder 0 Phase B-
Reserved
Reserved
COM*
Drive Enable*
Digital Input 3*
Direction (CCW)-*
Digital Input 2*
Step (CW)-*
*Indicates DSUB connector signals.
View to the connector M12 fitted to the encoder body
AKD-x00306/x00606
X10
Feedback 1
X9
Feedback 2/3 Electronic Gearing Encoder Emulation
X2
-Br
+Br
PE
U
V
W
-RB
X3
-DC
+RB (+DC)
L1
L2
L3
PE
X1
+24V
STO
GND
X7
DCOM7
DIGITAL-IN7
DIGITAL-IN4
DIGITAL-IN3
DIGITAL-OUT2-
DIGITAL-OUT2+
DIGITAL-OUT1-
DIGITAL-OUT1+
DIGITAL-IN2
DIGITAL-IN1
X8
Fault
DCOM8
ENABLE
DIGITAL-IN6
DIGITAL-IN5
AGND
Analog-Out+
Analog-In -
Analog-In +
X5
Motion Bus In
X6
Motion Bus Out
X12
CAN In
X13
CAN Out
X11
TCP/IP
X21, 22, 23, 24
I/O Option Card
DIO0
NC
DIO1
DIO2
NC
DIO3
DIO4
NC
DIO5
DIO6
NC
DIO7
COM
NC
COM
COM
NC
COM
COM
NC
COM
COM
NC
COM
COM
NI 9401 I/O MODULE
AKD 00606
Raccordement du contrôle
ERGOMÈTRE PERSEUS
Par : Jean-Luc Lessard
Date: 5 février 2012

ANNEXE D

SCHÉMA DU CODE LABVIEW

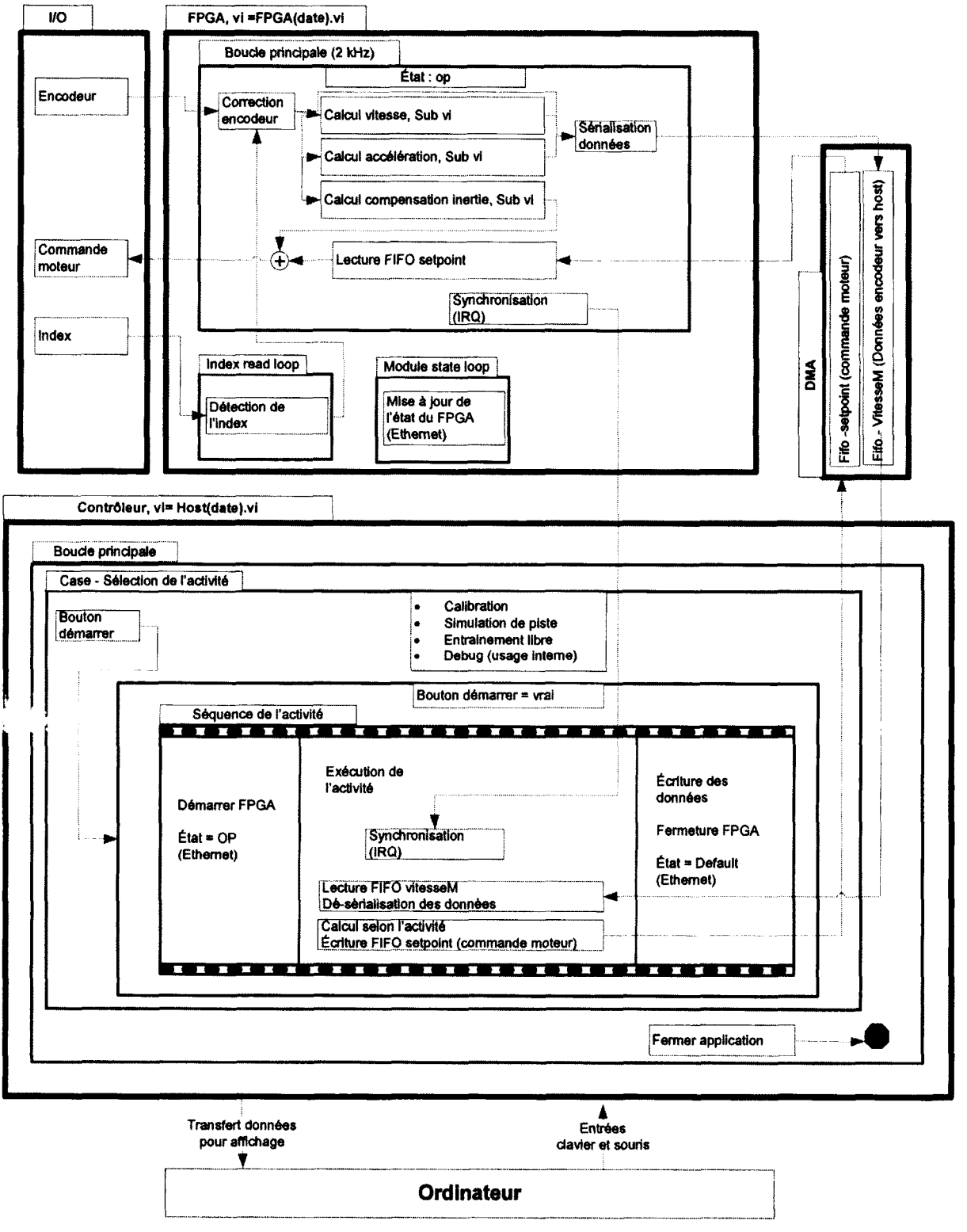


Schéma logiciel général	ERGOMÈTRE PERSEUS
Par : Jean-Luc Lessard	
Date: 20 février 2012	

ANNEXE E

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE

perseus

FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT

TITRE DU PROJET :	Sur la piste de la performance en préparation des Jeux paralympiques de Londres 2012
CHERCHEURS PRINCIPAUX :	Cécile Smeesters, ing., Ph.D., Professeure agrégée Département de génie mécanique, Université de Sherbrooke
	Denis Rancourt, ing., Ph.D., Professeur titulaire Département de génie mécanique, Université de Sherbrooke
CO-CHERCHEUR :	Félix Berrigan, Ph.D., Professeur adjoint Département de kinanthropologie, Université de Sherbrooke
	Eve Langelier, Ph.D., Professeure agrégée Département de génie mécanique, Université de Sherbrooke
FINANCEMENT :	Own The Podium (OTP) et Centre National Multisport de Montréal (CNMM)

[redacted]

Nous sollicitons votre participation au projet de recherche *Sur la piste de la performance*. Cependant, avant d'accepter de participer à ce projet de recherche et de signer ce formulaire d'information et de consentement, veuillez prendre le temps de lire, de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent.

Ce formulaire peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles aux chercheurs responsables du projet de recherche ou aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

[redacted]

Athlétisme Canada et le groupe de recherche en *PERformance et SÉcurité humaine de l'Université de Sherbrooke (PERSÉUS)* unissent leurs efforts pour la mise sur pied d'un projet de recherche et de développement de fauteuils roulants sur piste. Ce projet de recherche vise à améliorer les performances sportives des athlètes canadiens, en préparation des Jeux paralympiques d'été à Londres en Angleterre de 2012.

Les objectifs de ce projet de recherche sont : 1) Trouver une configuration optimale du fauteuil pour un athlète et une discipline donnée permettant un gain en performance sans compromis sur la stabilité et la sécurité de l'athlète. 2) Concevoir, développer et fabriquer des fauteuils pour des athlètes sélectionnés. 3) Valider les performances de ces fauteuils en laboratoire et sur piste. 4)

Établir un protocole pour permettre aux autres athlètes canadiens de bénéficier des retombées de ce projet de recherche.

Votre entraîneur, *Athlétisme Canada* ou le personnel du groupe *PERSÉUS* vous a sélectionné pour participer à ce projet de recherche. Vous pourrez ainsi nous aider à comprendre la biomécanique associée à la transmission de puissance de l'athlète aux roues du fauteuil, à identifier les paramètres de configuration personnalisés de l'athlète permettant la performance optimale, de même qu'à développer un réseau local d'expertise pour la fabrication de fauteuils roulant de haute performance.

[redacted]

Étant donné que la littérature (scientifique et non scientifique) sur l'athlétisme en fauteuil roulant est limitée, il est difficile de déterminer avec précision la liste complète des tâches que vous aurez à effectuer. Votre cas particulier peut d'ailleurs exiger une tâche mais pas une autre. La liste ci-dessous présente donc les tâches que l'on pourrait vous demander d'effectuer :

- Discussion de votre dossier médical concernant les données qui pourraient influencer votre performance sportive (ex : fonctions résiduelles du système musculosquelettique);
- Mesures de vos données anthropométriques (sexe, âge, taille, poids, numérisation de votre amputation, etc...);
- Mesures cinématiques (positions, vitesses et accélérations), cinétiques (forces et moments), électromyographiques (activités musculaires), calorimétriques (efficacité énergétique) et aérodynamiques (résistance au déplacement) en laboratoire et sur les pistes d'athlétisme, sous des conditions similaires à la compétition, avec votre équipement actuel [redacted] les nouveaux équipements que nous fabriquerons;
- Questionnaires sur la satisfaction de la performance de votre équipement actuel et des nouveaux équipements que nous fabriquerons.

Pour certaines tâches, plusieurs des items suivants pourraient être attachés sur vous :

- Des capteurs pour mesurer le mouvement de votre corps, des capteurs pour mesurer les forces et les pressions que vous exercez sur l'environnement, des capteurs pour mesurer votre activité musculaire ou des capteurs pour mesurer votre efficacité énergétique;
- Un harnais de sécurité conçu pour arrêter toute chute que vous pourriez subir en empêchant votre tête, vos bras et votre tronc de toucher le sol;
- Des câbles, boîtes de connections, cordes et ceintures.

[redacted]

Nous demandons votre collaboration afin que le déroulement du projet de recherche se fasse dans les meilleures conditions possibles. **Il sera donc primordial de respecter les consignes que l'équipe de recherche vous donnera.**

Pour certaines tâches, vous devrez porter une tenue vestimentaire ajustée (ex : votre tenue de compétition ajustée ou un short ajusté et un t-shirt sans manche). Vous devrez également effectuer plusieurs variations de chaque tâche (ex : vous devrez effectuer les tâches plus lentement ou plus rapidement ou vous devrez effectuer les tâches avec plus ou moins d'effort). Le nombre de tâches et le nombre de variations effectuées dépendront des habiletés de chaque participant.

Nous sommes conscients que l'incertitude dans la liste des tâches que vous aurez à effectuer rend votre consentement difficile. **Chaque tâche et variation vous sera donc rigoureusement expliquée avant toute mesure. Vous pourrez en tout temps accepter ou refuser de faire n'importe laquelle des tâches et des variations, plusieurs des tâches et des variations ou toutes les tâches et les variations.**

[redacted]

Il est possible que vous vous blessiez lors de ce projet de recherche. Vous pourriez subir une ecchymose, une commotion ou même une fracture. Ceci dit, vous pourriez aussi vous blesser en participant à une compétition ou à un entraînement. Malgré que les chercheurs responsables du projet de recherche ne puissent pas prévoir tout ce qui pourrait se produire, ils ont pris plusieurs mesures de précautions pour éviter les blessures. Par exemple, un membre de l'équipe de recherche sera toujours avec vous au cas où il arriverait quelque chose. Un harnais de sécurité pourrait être utilisé lors des mesures en laboratoire. De plus, tout nouvel équipement subira une batterie de tests de fiabilité et de défaillance rigoureuse avant d'être testé sur le terrain. Un des collaborateurs de l'équipe de recherche aura également testé et évalué tout nouvel équipement avant sa mise en service. Finalement, tout nouvel équipement sera introduit de manière progressive pour vous permettre de bien vous familiariser avec son utilisation et permettre à l'équipe de recherche de détecter toute anomalie. Toutefois, le risque pourrait être augmenté du fait que vous utilisez un nouvel équipement.

[redacted]

Il y aura plusieurs évaluations et vous devrez effectuer plusieurs fois les mêmes tâches lors de chaque évaluation. Vous pourriez donc ressentir un certain état de frustration ou de fatigue. Pour minimiser la fatigue, des pauses sont prévues à intervalles réguliers. **Si vous avez besoin de pauses additionnelles, veuillez nous en informer. Parce que l'on va vous demander de faire de votre mieux lors de certaines tâches, il y a un risque de surmenage. Tout en nous donnant votre meilleur lors de ces tâches, essayez de ne pas vous surmener.** Finalement, vous pourriez être privé(e) de votre équipement pour un délai raisonnable afin de permettre une caractérisation mécanique de votre équipement actuel et des nouveaux équipements que nous fabriquerons (forme, dimensions, masse, position du centre de masse, inertie, etc…).

[redacted]

Si vous êtes un des athlètes paralympiques, il se peut que vous retiriez un bénéfice personnel de votre participation à ce projet de recherche, mais on ne peut vous l'assurer. Les avantages potentiels pourraient inclure : une évaluation de vos capacités et habiletés, une évaluation de vos équipements actuels et la fabrication de nouveaux équipements pour améliorer votre performance. Par ailleurs, les résultats obtenus contribueront à l'avancement des connaissances dans ce domaine.

Si vous n'êtes pas un des athlètes paralympiques, vous ne retirerez aucun bénéfice personnel de votre participation à ce projet de recherche. Toutefois, les résultats obtenus pourraient contribuer à l'avancement des connaissances, et à la formation de personnel qualifié dans ce domaine. De plus, il pourrait y avoir des retombées sur le positionnement quotidien des personnes en fauteuil roulant même lorsque la haute performance n'est pas une priorité.

[redacted]

Votre participation à ce projet de recherche est volontaire. Vous êtes donc libre de refuser d'y participer. Vous pouvez également vous retirer de ce projet de recherche à n'importe quel moment, sans avoir à donner de raisons, en faisant connaître votre décision aux chercheurs responsables ou à l'un des membres du personnel affecté au projet de recherche.

Les chercheurs responsables du projet de recherche, les entraineurs d'*Athlétisme Canada*, le comité d'éthique de la recherche du CSSS-IUGS ou un des organismes subventionnaires peuvent mettre fin à votre participation, sans votre consentement, si de nouvelles découvertes ou informations indiquent que votre participation au projet de recherche n'est plus dans votre intérêt, si vous ne respectez pas les consignes du projet de recherche ou s'il existe des raisons administratives d'abandonner le projet de recherche.

Si vous vous retirez ou si vous êtes retiré(e) du projet de recherche, l'information déjà obtenue dans le cadre de ce projet de recherche sera conservée aussi longtemps que nécessaire pour assurer votre sécurité et celles des autres sujets de recherche et rencontrer les exigences réglementaires.

Toute nouvelle connaissance acquise durant le déroulement du projet de recherche qui pourrait affecter votre décision de continuer d'y participer vous sera communiquée sans délai verbalement et par écrit.

Durant votre participation à ce projet de recherche, les chercheurs responsables ainsi que son personnel recueilleront et consigneront dans un dossier de recherche les renseignements vous concernant. Seuls les renseignements nécessaires pour répondre aux objectifs scientifiques de ce projet de recherche seront recueillis.

Ces renseignements comprendront les informations et les résultats de tous les tests, examens et procédures que vous aurez à subir durant ce projet de recherche. Votre dossier peut aussi comprendre d'autres renseignements tels que votre nom, votre sexe, votre date de naissance et votre adresse.

Tous les renseignements recueillis demeureront strictement confidentiels dans les limites prévues par la loi. Afin de préserver votre identité et la confidentialité des renseignements, vous ne serez identifié(e) que par un numéro de code pour toute information pouvant être accessible par d'autres personnes que les collaborateurs du projet. La clé du code reliant votre nom à votre dossier de recherche sera conservée par les chercheurs responsables du projet de recherche.

Les chercheurs responsables du projet de recherche utiliseront les données à des fins de recherche dans le but de répondre aux objectifs scientifiques du projet de recherche décrits dans le formulaire d'information et de consentement. Ces données seront conservées pendant 5 ans par les chercheurs responsables du projet de recherche et seront détruites par la suite de manière sécurisée sous la supervision des chercheurs responsables.

Les données pourront être publiées dans des revues spécialisées ou faire l'objet de discussions scientifiques, mais il ne sera pas possible de vous identifier, sauf si vous consentez à votre identification photo, audio ou vidéo.

À des fins de surveillance et de contrôle, votre dossier de recherche pourra être consulté par une personne mandatée par le Comité d'éthique de la recherche du CSSS-IUGS, par l'établissement ou par des organismes publics autorisés. Toutes ces personnes et ces organismes adhèrent à une politique de confidentialité.

À des fins de protection, notamment afin de pouvoir communiquer avec vous rapidement, vos noms et prénoms, vos coordonnées et la date de début et de fin de votre participation au projet de recherche seront conservés pendant un an après la fin du projet de recherche dans un répertoire maintenu par les chercheurs responsables du projet de recherche ou par l'établissement.

Vous avez le droit de consulter votre dossier de recherche pour vérifier les renseignements recueillis, et les faire rectifier au besoin, et ce, aussi longtemps que les chercheurs responsables du projet de recherche ou l'établissement détiennent ces informations. Cependant, afin de préserver l'intégrité scientifique du projet de recherche, vous pourriez n'avoir accès à certaines de ces informations qu'une fois votre participation terminée.

Votre participation au projet de recherche pourrait mener à la création de produits commerciaux. Cependant, vous ne pourrez en retirer aucun avantage financier.

[illegible]

Si vous deviez subir quelque préjudice que ce soit dû à votre participation au projet de recherche, vous recevrez tous les soins et services requis par votre état de santé, sans frais de votre part.

En acceptant de participer à ce projet de recherche, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs responsables, *Own The Podium (OTP)*, le *Centre National Multisport de Montréal (CNMM)* ou l'établissement de leur responsabilité civile et professionnelle.

[illegible]

Si vous avez des questions concernant le projet de recherche ou si vous éprouvez un problème que vous croyez relié à votre participation au projet de recherche, vous pouvez communiquer avec les chercheurs responsables aux numéros suivants : 819-780-2220 poste 45308 (Cécile Smeesters) ou 819-821-8000 poste 61346 (Denis Rancourt).

Pour toute question concernant vos droits en tant que sujet participant à ce projet de recherche ou si vous avez des plaintes ou des commentaires à formuler vous pouvez communiquer avec le secrétariat du Comité d'éthique de la recherche du CSSS-IUGS au 819 780-2220 poste 45320.

[illegible]

Le Comité d'éthique de la recherche du CSSS-IUGS a approuvé ce projet de recherche et en assure le suivi administratif. De plus, il approuvera au préalable toute révision et toute modification apportée au formulaire d'information et de consentement et au protocole de recherche.

ENREGISTREMENT AUDIO, VIDÉO ET/OU PRISE DE PHOTOGRAPHIES

Il est possible que certaines séances soient enregistrées sur audiocassette ou sur vidéocassette et que des photographies soient prises. Notez qu'il n'est cependant pas nécessaire de consentir à ce volet pour participer au présent projet de recherche.

Nous autorisez-vous à utiliser vos photographies ou vos enregistrements à des fins de formation et/ou de présentations scientifiques et à les conserver pour une durée de 30 ans avec vos données de recherche ?

OUI ☐ NON ☐

Désirez-vous que l'on ne puisse pas identifier votre visage sur les photographies?

OUI ☐ NON ☐

ÉTUDE ULTÉRIEURE

Il se peut que les résultats obtenus suite à cette étude donnent lieu à une autre recherche.

Dans cette éventualité, autorisez-vous les chercheurs responsables de ce projet de recherche à vous contacter et à vous demander si vous seriez intéressé(e) à participer à une nouvelle recherche ?

OUI ☐ NON ☐

UTILISATION DES ÉQUIPEMENTS

Il est possible que nous vous fabriquions un équipement de compétition lors de ce projet. L'utilisation de cet équipement est assujettie à votre acceptation de l'utiliser uniquement dans des conditions similaires aux conditions de compétition.

Acceptez-vous cette condition?

OUI ☐ NON ☐

MODIFICATION DES ÉQUIPEMENTS

Vous ne devez en aucun cas faire des modifications qui pourraient, de près ou de loin, affecter la structure d'un fauteuil développé dans le cadre de ce projet.

Acceptez-vous cette condition?

OUI ☐ NON ☐

CONSENTEMENT DU SUJET DE RECHERCHE

J'ai pris connaissance du formulaire d'information et de consentement. Je reconnais qu'on m'a expliqué le projet de recherche, qu'on a répondu à mes questions et qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre une décision.

Je consens à participer à ce projet de recherche aux conditions qui y sont énoncées. Une copie signée et datée du présent formulaire d'information et de consentement me sera remise.

Nom du sujet de recherche	Signature du sujet de recherche	Date

SIGNATURE DE LA PERSONNE QUI A OBTENU LE CONSENTEMENT

J'ai expliqué au sujet de recherche les termes du présent formulaire d'information et de consentement et j'ai répondu aux questions qu'il m'a posées.

Nom de la personne qui a obtenu le consentement	Signature de la personne qui a obtenu le consentement	Date

SIGNATURE ET ENGAGEMENT DES CHERCHEURS RESPONSABLES DU PROJET DE RECHERCHE

Je certifie qu'on a expliqué au sujet de recherche les termes du présent formulaire d'information et de consentement, que l'on a répondu aux questions que le sujet de recherche avait à cet égard et qu'on lui a clairement indiqué qu'il demeure libre de mettre un terme à sa participation, et ce, sans préjudice.

Je m'engage avec [illegible] de recherche à respecter ce qui a été convenu au formulaire d'information et de consentement et à en remettre une copie signée au sujet de recherche.

Noms des chercheurs responsables du projet de recherche	Signature des chercheurs responsables du projet de recherche	Date
Cécile Smeesters		
Denis Rancourt		